

## Diagnostic apparatus for analyzing arterial pulse waves

**Publication number:** DE69431575T

**Publication date:** 2003-03-06

**Inventor:** AMANO KAZUHIKO (JP); KASAHARA HIROSHI (JP);  
ISHIYAMA HITOSHI (JP); KODAMA KAZUO (JP)

**Applicant:** SEIKO EPSON CORP (JP)

**Classification:**

- international: **A61B5/021; G06F17/00; G06F19/00; A61B5/021;  
G06F17/00; G06F19/00; (IPC1-7): A61B5/021**

- european: G06F17/00D4; A61B5/021; G06F17/00D;  
G06F19/00M3R

**Application number:** DE19946031575T 19940107

**Priority number(s):** JP19930001431 19930107; JP19930046826 19930308;  
JP19930051072 19930311; JP19930197569 19930809;  
JP19930291052 19931119; JP19930300549 19931130;  
WO1994JP00011 19940107

**Also published as:**



EP0630608 (A1)  
WO9415526 (A1)  
US6261235 (B1)  
EP0630608 (A4)  
CN1494868 (A)

more >>

**Report a data error here**

Abstract not available for DE69431575T

Abstract of corresponding document: **US6261235**

The present invention relates to a diagnosis apparatus for analyzing arterial pulse waves comprising a database 26 in which is stored data showing the relationship between data representing a pulse wave of a living body and teaching data representing conditions of the living body; and a micro-computer 21 for outputting teaching data corresponding to the pulse wave detected from the living body in the teaching data on the basis of the pulse wave detected from the living body and the stored data inside database 26. As a result, it becomes possible to perform diagnoses equivalent to a skilled doctor.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

18 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 Übersetzung der  
europäischen Patentschrift

97 EP 0 630 608 B 1

10 DE 694 31 575 T 2

61 Int. Cl.<sup>7</sup>:  
A 61 B 5/021

- |    |   |                |
|----|---|----------------|
| 21 | Deutsches Aktenzeichen:                               | 694 31 575.3   |
| 68 | PCT-Aktenzeichen:                                     | PCT/JP94/00011 |
| 96 | Europäisches Aktenzeichen:                            | 94 904 004.2   |
| 97 | PCT-Veröffentlichungs-Nr.:                            | WO 40/15526    |
| 98 | PCT-Anmeldetag:                                       | 7. 1. 1994     |
| 97 | Veröffentlichungstag<br>der PCT-Anmeldung:            | 21. 7. 1994    |
| 97 | Erstveröffentlichung durch das EPA:                   | 28. 12. 1994   |
| 97 | Veröffentlichungstag<br>der Patenterteilung beim EPA: | 23. 10. 2002   |
| 97 | Veröffentlichungstag im Patentblatt:                  | 6. 3. 2003     |

30 Unionspriorität:

143193	07. 01. 1993	JP
4682693	08. 03. 1993	JP
5107293	11. 03. 1993	JP
19758993	09. 08. 1993	JP
29105293	19. 11. 1993	JP
30054993	30. 11. 1993	JP

73 Patentinhaber:

Seiko Epson Corp., Tokio/Tokyo, JP

74 Vertreter:

Weickmann & Weickmann, 81679 München

84 Benannte Vertragsstaaten:

CH, DE, GB, LI

72 Erfinder:

AMANO, Kazuhiko, Nagano-ken 392, JP;  
KASAHARA, Hiroshi, Chiba-ken 277, JP; ISHIYAMA,  
Hitoshi, Toride-shi, Ibaraki-ken 302, JP; KODAMA,  
Kazuo, Kanagawa-ken 225, JP

54 PULSWELLEN- DIAGNOSEGERÄT

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

DE 694 31 575 T 2

DE 694 31 575 T 2

31.07.02

- 1 -

31 Juli 2002

Europäische Patentanmeldung  
Nr. 94 904 004.2  
Seiko Epson Corporation

28198P DEU/LA

## Beschreibung

### Technisches Gebiet

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Diagnosegerät zur Durchführung von Diagnosen auf der Grundlage von Parameterdaten, die aus Puls-  
wellen erhalten werden, die von einem lebenden Körper erzeugt werden, wobei das Gerät vorzugsweise eine Pulswellenanalysevorrichtung zum Erzeugen der Parameterdaten, die die Pulswellen des lebenden Körpers darstellen, enthält.

### Stand der Technik

Die traditionelle Medizin, z. B. die chinesische Medizin, hat lange die Puls-  
nahme an drei Stellen (Chun, Guan und Chi) an einem Arm längs der Speichenschlagader (Radial-Arterie) praktiziert. Ferner gibt es ein Verfahren zur automatischen Pulsnahme mit drei piezoelektrischen Elementen, die jeweils auf die drei Punkte gedrückt werden. (Japanische Patentanmeldung (JPA), zweite Veröffentlichung, S57-52054). Um den Fingerdruck der piezoelektrischen Elemente auszugleichen, ist ferner bekannt, Luftdruck zu verwenden, um die piezoelektrischen Elemente niederzudrücken (JPA, erste Veröffentlichung, H04-9139).

Andererseits war eine Technik mit der Bezeichnung Ayurveda in der traditionellen indischen Medizin aus vergangenen Zeiten bekannt. Dieses Verfahren wird mit Bezug auf die Fig. 3(A) und (B) erläutert.

Ein Untersucher plaziert seinen Finger leicht auf drei Stellen längs der Speichenschlagader eines Untersuchten. Die drei Stellen, die in Fig. 3(a) gezeigt sind, werden bezeichnet als Vata (V), Pitta (P) und Kapha (K), und

entsprechend grob den drei Stellen in der chinesischen Medizin, die bekannt sind als Chun, Guan und Chi. Der Untersucher plaziert seinen zweiten Finger auf Vata (V), seinen dritten Finger auf Pitta (P) und seinen vierten Finger auf Kapha (K) und prüft die pulsierenden Bewegungen in den veränderlichen Tiefen.

Anschließend führt der Untersucher eine diagnostische Analyse des Gesundheitszustandes des Untersuchten durch auf der Grundlage der Sektionen und der Stärke des Pulses des Untersuchten, den er an den vier Punkten an seinem einen Finger fühlt, wie in Fig. 3(b) gezeigt ist. Daraus folgt, daß er mit drei Fingern die diagnostische Analyse auf der Grundlage von insgesamt 12 Punkten durchführen kann.

Ein solches Handgelenkpuls-Verfahren und die Ayurveda-Technik sollen hervorragende Diagnosen liefern, jedoch sind diese Techniken abhängig von der gesammelten Erfahrung und dem Gespür des Untersuchers, wobei die Techniken schwierig voll zu beherrschen sind. Insbesondere die Diagnose mit dem Ayurveda-Verfahren ist beschränkt auf diejenigen mit extremer Empfindlichkeit an den Fingerspitzen, was nur auf einen von tausend oder einen von mehreren tausend Leuten zutrifft. Auch diejenigen, die einen empfindlichen Tastsinn haben, können keine genaue Diagnose stellen, sofern sie nicht viele Jahre Erfahrung haben.

Wie oben beschrieben worden ist, sind die Pulswellen ein nützlicher Anzeiger für die Zustände eines lebenden Körpers, und bilden möglicherweise eine hervorragende Grundlage für eine Diagnosetechnik. Wenn es möglich wäre, Informationen bezüglich der Zustände des lebenden Körpers aus den Pulswellen abzuleiten und auf der Grundlage solcher Informationen objektive und genaue Diagnosen zu stellen, würde dies einen großen Fortschritt auf dem Gebiet der Heilmedizin bedeuten.

US 4993420 offenbart ein Verfahren und eine Vorrichtung für die nicht-invasive Überwachung der dynamischen Herzleistung, bei der Halsschlagader- und Oberschenkel-Pulswellenformen jeweils gemessen und in digitalisierte Signale umgesetzt werden. Das Halsschlagader-Pulssignal oder die Wellenform wird als eine Spannung an eine simulierte Aorta-Schaltung

angelegt, wobei die Schaltungskomponentenwerte, die hämodynamische Parameter darstellen, variiert werden, um eine Ausgabe zu entwickeln, die am besten auf die Oberschenkel-Pulswellenform abgeglichen ist.

US 4331154 offenbart eine Blutdruck- und Herzfrequenz-Meßuhr. Das Band der Uhr trägt einen piezoelektrischen Wandler, der mit dem Handgelenk des Trägers in Kontakt ist und Pulse an der Speichenschlagader mißt, um den Blutdruck und die Herzfrequenz zu berechnen.

"Visualization And Quantitative Analysis Of The Pulse Diagnosis In Ayurveda", Kazuo Kodama u. a., BI Center of the Kitasato Institute, Tokyo, Tokyo Denki University, offenbart die Verwendung von Ayurveda-Pulswellen als ein Diagnosewerkzeug, d. h. die Ermittlung der hämodynamischen Parameter durch Simulieren der gemessenen Ayurveda-Pulswellen mit einem spezifischen elektrischen Schaltungsmodell.

Die vorliegende Erfindung wurde hinsichtlich der oben erwähnten Diagnose-technologie gemacht, wobei es die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist, zu präsentieren:

- (1) Ein Diagnosegerät zum Durchführen einer Diagnose der Zustände eines Untersuchten auf der Grundlage von Pulswellen, die vom Untersuchten erhalten werden, in einer Weise ähnlich einer erfahrenen medizinischen Person.
- (2) Ein Diagnosegerät, das eine Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt zum Analysieren und Aufnehmen von Daten, die nicht nur die Zustände des Untersuchten widerspiegeln, sondern die Durchführung einer objektiven Diagnose ermöglichen.
- (3) Ein Diagnosegerät für die Durchführung einer objektiven Diagnose der Zustände des Untersuchten auf der Grundlage von Pulswellen, die vom Untersuchten erhalten werden.

Gemäß der vorliegenden Erfindung wird ein Diagnosegerät geschaffen, das umfaßt:

ein Datenbankmittel zum relationalen Speichern von Diagnoseergebnissen, die mehrere verschiedene Lebewesen-Diagnose-Störungsbedingungen darstellen, und von Parameterdaten, die jeweils mehrere Lebewesen-Pulswellen darstellen, wobei die Beziehungen zwischen den Diagnoseergebnissen und den Parameterdaten von einem Untersucher im voraus bestimmt werden durch eine unabhängige Diagnose wenigstens eines ersten lebenden Körpers und Messung der jeweiligen Pulswellen des wenigstens einen ersten lebenden Körpers; und

ein Diagnosemittel zum Empfangen von Parameterdaten, die eine Pulsweile darstellen, die an einer Stelle an wenigstens einem lebenden Körper, der der Diagnose unterzogen wird, gemessen worden sind zum Abgleich der empfangenen Parameterdaten mit Pulswellen darstellenden Parameterdaten in der Datenbank, und zum Ausgeben eines Diagnoseergebnisses in bezug auf die abgeglichenen Parameterdaten, die in der Datenbank gespeichert sind.

Im folgenden werden Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung lediglich beispielhaft und mit Bezug auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben, in welchen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild eines Diagnosegerätes gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist;

Fig. 2 eine Draufsicht ist, die die wesentlichen Teile eines Pulswellensensors zeigt, der in der Ausführungsform verwendet wird;

Fig. 3(A) ein Diagramm ist, das die drei Pulsnahmestellen am Arm eines Untersuchten in der Ayurveda-Technik zeigt;

Fig. 3(B) ein Diagramm ist, das die vier Punkte auf dem Finger des Untersuchers in der Ayurveda-Technik zeigt;

Fig. 4(A) bis 4(C) Graphen sind, die Beispiele von erfaßten Pulswellen zeigen;

Fig. 5(A) bis 5(C) Graphen sind, die Beispiele von erfaßten Pulswellen

zeigen;

Fig. 6 ein Graph ist, der Beispiele erfaßter Pulswellen zeigt;

Fig. 7 ein Graph ist, der Beispiele erfaßter Pulswellen zeigt;

Fig. 8 ein Graph ist, der Beispiele erfaßter Pulswellen zeigt;

Fig. 9 ein Graph ist, der Beispiele erfaßter Pulswellen zeigt;

Fig. 10 ein Blockschaltbild ist, das eine Pulswellenanalysevorrichtung zum Berechnen der dynamischen Parameter des Kreislaufsystems auf der Grundlage des Konzepts einer zweiten Ausführungsform des Diagnosegerätes der vorliegenden Erfindung zeigt;

Fig. 11 eine schematische Darstellung der Verwendung der Pulswellenerfassungsvorrichtung und der Pulsschlagvolumen-Ermittlungsvorrichtung ist;

Fig. 12 ein schematisches Schaltbild ist, das ein konzentriertes 4-Parameter-Schaltungsmodell zum Simulieren des arteriellen Systems eines menschlichen Körpers zeigt;

Fig. 13 eine Darstellung der Blutdruckwellenformen an der Aorta ascendens und der Blutdruckwellenformen in der linken Herzkammer ist;

Fig. 14 eine Darstellung der elektrischen Signalform ist, die die Blutdruckwellenform an der oberen Aorta ascendens ist;

Fig. 15 ein Flußdiagramm ist, das die Routine für die Operation der Pulswellenanalysevorrichtung zeigt;

Fig. 16 ein Flußdiagramm ist, das die Routine für die Operation der Pulswellenanalysevorrichtung zeigt;

Fig. 17 ein Flußdiagramm ist, das die Routine für die Operation der Pulswellenanalysevorrichtung zeigt;

Fig. 18 ein Flußdiagramm ist, das die Routine für die Operation der Pulswellenanalysevorrichtung zeigt;

Fig. 19 ein Flußdiagramm ist, das die Routine für die Operation der Pulswellenanalysevorrichtung zeigt;

Fig. 20 eine Beispielwellenform ist, die die Speichenschlagaderwellenform zeigt, die durch einen Mittelungsprozeß erhalten wird;

Fig. 21 eine Darstellung der überlappenden Anzeige einer Speichenschlagaderwellenform, die durch den Mittelungsprozeß erhalten wird, und einer Speichenschlagaderwellenform, die durch die Berechnungsverarbeitung erhalten wird, ist;

Fig. 22 ein Beispiel der Speichenschlagaderwellenform ist, die durch den Mittelungsprozeß erhalten wird;

Fig. 23 eine Darstellung einer anderen elektrischen Signalform ist, die die Blutdruckwellenform der oberen Aorta ascendens modelliert;

Fig. 24 eine perspektivische Ansicht eines Pulswellensensors ist;

Fig. 25 ein Blockschaltbild der Pulswellenerfassungsvorrichtung ist;

Fig. 26 ein Schaltbild ist, das die Erweiterung des konzentrierten 4-Parameter-Schaltungsmodells für das arterielle System ist;

Fig. 27 ein schematisches Blockschaltbild ist, das ein Diagnosegerät auf der Grundlage der Form von Pulswellenformen und auf der Grundlage des Konzepts einer dritten Ausführungsform eines Diagnosegeräts der vorliegenden Erfindung zeigt;

Fig. 28 eine Darstellung zur Erläuterung eines Verfahrens der Pulswellenuntersuchung ist;



Fig. 29 ein schematisches Blockschaltbild ist, das die Konfiguration eines weiteren Diagnosegerätes zeigt;

Fig. 30 ein schematisches Blockschaltbild ist, das die Konfiguration eines weiteren Diagnosegerätes zeigt;

Fig. 31(A) eine typische Wellenform des Ping-Mai-Typs ist;

Fig. 31(B) eine typische Wellenform des Hua-Mai-Typs ist;

Fig. 31(C) eine typische Wellenform des Xuan-Mai-Typs ist;

Fig. 32 ein Balkengraph ist, der die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  und den drei Typen von Pulswellenformen zeigt;

Fig. 33 ein Graph ist, der die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  und dem Widerstand  $R_c$  der proximalen Sektion zeigt;

Fig. 34 ein Graph ist, der die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  und dem Blutflußwiderstand  $R_p$  der distalen Sektion zeigt;

Fig. 35 ein Graph ist, der die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  und dem Blutflußmoment  $L$  zeigt;

Fig. 36 ein Graph ist, der die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  und der Gefäßnachgiebigkeit  $C$  zeigt;

Fig. 37 ein Balkengraph ist, der die Beziehung zwischen dem Blutflußwiderstand  $R_c$  der proximalen Sektion und den drei Typen von Wellenformen zeigt;

Fig. 38 ein Balkengraph ist, der die Beziehung zwischen dem Blutflußwiderstand  $R_p$  der distalen Sektion und den drei Typen von Wellenformen zeigt,

Fig. 39 ein Balkengraph ist, der die Beziehung zwischen dem Blutflußmoment  $L$  und den drei Typen von Wellenformen zeigt;

Fig. 40 ein Balkengraph ist, der die Beziehung zwischen der Nachgiebigkeit C und den drei Typen von Wellenformen zeigt;

Fig. 41 ein Blockschaltbild ist, das ein weiteres Beispiel der Berechnung des Verzerrungsfaktors d zeigt;

Fig. 42 ein Beispiel von Pulswellen ist, die in der Streßpegelbewertung verwendet werden, die nicht Teil der vorliegenden Erfindung ist;

Fig. 43 einen Fragebogen zur Diagnose des psychosomatischen Ermüdungspegels zeigt, der in der Ausführungsform verwendet wird;

Fig. 44 ein Blockschaltbild ist, das eine Konstruktion einer ersten Variation einer Streßpegelbewertungsvorrichtung zeigt, die nicht Teil der Erfindung ist;

Fig. 45 ein Blockschaltbild ist, das eine Konstruktion einer zweiten Variation einer Streßpegelbewertungsvorrichtung zeigt;

Fig. 46 ein Blockschaltbild ist, das ein Strukturbeispiel der Parameterabtasteinheit (oder des Wellenformabtastspeichers) der zweiten Variation zeigt;

Fig. 47 ein Diagramm ist, das die gespeicherten Inhalte des Spitzeninformationsspeichers der Variation zeigt;

Fig. 48 ein Schaltbild ist, das die Speicherschlagaderpulswellenform zeigt, die im Wellenformspeicher der Variation aufgezeichnet wird;

Fig. 49 eine Anzeige des Streßpegels ist, der von einer dritten Variation einer Streßpegelbewertungsvorrichtung bewertet worden ist;

Fig. 50 ein Blockschaltbild ist, das eine Struktur einer Pulswellenanalysevorrichtung zeigt, die in einem Diagnosegerät gemäß einer fünften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung enthalten ist;

Fig. 51 ein Blockschaltbild ist, das die Struktur der Frequenzanalyseeinheit in

der Ausführungsform zeigt;

Fig. 52 ein Diagramm ist, das den Wellenformübertragungszeitablauf von einem Wellenformabtastspeicher zu einer Frequenzanalyseeinheit zeigt;

Fig. 53 ein Zeitablaufdiagramm ist, das eine Operation innerhalb des Wellenformabtastspeichers zeigt;

Fig. 54 ein Diagramm ist, das eine Operation einer Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit erläutert;

Fig. 55 ein Diagramm ist, das die Operation der Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit erläutert; und

Fig. 56 ein Diagramm ist, das die Operation der Hochgeschwindigkeitswiedergabe und einen Sinuswellengenerator erläutert.

#### Beste Ausführungsform der Erfindung

Im folgenden werden bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung mit Bezug auf die in den Figuren dargestellten Zeichnungen erläutert. Alle diese Ausführungsformen beruhen auf den Ergebnissen der Analyse und Diagnose, die anhand von wirklichen Pulswellen durchgeführt worden sind, die von wirklichen Untersuchten erfaßt worden sind.

Um das Verständnis zu erleichtern, sind die Ausführungsformen in separaten Kapiteln 1-3 und 5 dargestellt, so daß Fachleute fähig sind, die Ausführungsformen zu duplizieren.

In Kapitel 1 wird ein Expertensystem präsentiert, das eine Diagnose auf der Grundlage der am leichtesten erkennbaren Wellenformen durchführt, so daß das Prinzip der vorliegenden Erfindung von Fachleuten verstanden werden kann. Um eine solche Diagnose durchzuführen, ist es erforderlich, daß die Wellenformen mit den Zuständen eines Untersuchten korreliert werden, wobei zusätzlich diese Parameter wirklich die Zustände des Untersuchten widerspiegeln müssen.

In den Kapiteln 2 und 3 werden Kreislaufdynamikparameter ausgewählt, um die Parameter darzustellen, die die Zustände eines Untersuchten repräsentieren. Ein Verfahren zum Erhalten solcher hämodynamischer Parameter ist mit einer Ausführungsform gezeigt, sowie mit einer Ausführungsform für ein Diagnosegerät zum Durchführen der Diagnose auf der Grundlage solcher Parameter.

In Kapitel 4 ist ein Diagnosegerät, das nicht Teil der Erfindung ist, dargestellt, um relevante Informationen bezüglich des Zustands eines Untersuchten zu erhalten und eine Diagnose auf der Grundlage solcher Informationen durchzuführen. Die dargelegten Erläuterungen enthalten spezifische Schritte, so daß Fachleute fähig sind, solche Diagnosegeräte zu konstruieren. Die Offenbarungen des Kapitels 4 sind nützlich für Fachleute, um andere Vorrichtungen zu konstruieren als das im Kapitel 4 dargestellte Psychosomatik-Streßpegel-Analysegerät.

Im Kapitel 5 wird eine verbesserte Pulswellenanalysevorrichtung präsentiert, um die Leistungsfähigkeit der in den vorangehenden Ausführungsformen präsentierten Vorrichtungen zu verbessern.

#### Kapitel 1: Diagnosegerät

Zuerst wird eine erste Ausführungsform des Diagnosegerätes gemäß der vorliegenden Erfindung erläutert. Dieses Diagnosegerät besitzt einen im voraus aufgezeichneten Speicher, der die Pulswellendaten in Beziehung setzt zu den Zuständen eines lebenden Körpers und eine vergleichende Analyse durchführt, um die erfaßte Wellenform eines Untersuchten mit den gespeicherten Wellenformen im Speicher abzugleichen.

Kapitel 1 ist ausschließlich der ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung gewidmet.

#### Kapitel 1-1: Struktur der Ausführungsform

Fig. 2 zeigt eine Draufsicht eines Pulswellensensors, der in der Ausführungs-

form verwendet wird.

In Fig. 2 bezeichnen die Bezugszeichen 81-84 einen Satz von bandförmigen Beanspruchungsmeßvorrichtungen, die parallel in Längsrichtung eines Fingerabschnitts eines Gummihandschuhs 5 angeordnet sind. Die Dicke des Gummihandschuhs 5 beträgt etwa 200  $\mu\text{m}$ . Ein Standard-Meßvorrichtungsklebstoff wird verwendet, um die Beanspruchungsmeßvorrichtungen 81-84 am Gummihandschuh 5 zu befestigen.

Die Einzelheiten der Beanspruchungsmeßvorrichtungen 81-84 sind folgende:

Jede der Beanspruchungsmeßvorrichtungen 81-84 ist eine dünne Meßvorrichtung mit einem Meßfaktor von 2,1; einem Widerstand von 120 Ohm, einer Breite (D) von 2,8 mm; einer Länge (L) von 9,4 mm; und einer Dicke von 15  $\mu\text{m}$ . Die Gesamtbreite M der Beanspruchungsmeßvorrichtungen 81-84 entspricht der Kontaktbreite des Fingers des Untersuchers, wenn die Finger sanft auf einen Arm des Untersuchten gedrückt werden, und ist auf etwa 12 mm festgelegt. Dementsprechend sind die Abstände (S) zwischen den Meßvorrichtungen 81-84 etwa gleich 0,27 mm.

Die Beanspruchungsmeßvorrichtungen 81-84 entsprechen den Meßpunkten 1-4, wie in Fig. 3(B) gezeigt, und werden verwendet, um die pulsierende Bewegung am entsprechenden Ayurveda-Punkt zu messen, wie in Fig. 3(A) gezeigt ist.

Die Konstruktion des Diagnosegerätes unter Verwendung der Beanspruchungsmeßvorrichtungen 81-84 wird mit Bezug auf Fig. 1 erläutert.

In der Figur sind eine Beanspruchungsmeßvorrichtung 81 und ein Widerstand 12 in Serie verbunden, wobei eine vorgegebene Gleichspannung E von einer Spannungsquelle 11 angelegt wird. Dementsprechend wird eine Wechselspannung  $V_i$ , die dem Widerstandsverhältnis entspricht, über den Enden der Beanspruchungsmeßvorrichtung 81 erzeugt. Das Bezugszeichen 13 bezeichnet einen Gleichspannungseckfilter, der die Gleichspannungskomponente aus der Wechselspannung  $V_i$  entfernt.

Das Ausgangssignal vom Gleichspannungs-Eckfilter 13 wird von einem Verstärker 14 verstärkt und über ein Tiefpaßfilter 15 ausgegeben, das eine Eckfrequenz von 20 Hz aufweist. Fig. 2 zeigt nur die Schaltung, die der Beanspruchungsmeßvorrichtung 81 zugeordnet ist. Ähnliche Schaltungen sind jeweils für die anderen Beanspruchungsmeßvorrichtungen 82-84 vorgesehen.

Anschließend wird die Ausgangsspannung  $V_0$  vom Tiefpaßfilter 15 mittels eines A/D-Umsetzers 20 in ein digitales Signal umgesetzt und anschließend einem Mikrocomputer 21 zugeführt. Der Mikrocomputer 21 umfaßt eine CPU 24, einen ROM 22, einen RAM 23 und eine Anzeigevorrichtung DP. Er besitzt ferner eine Datenbank 26 als externen Speicher. Ein Programm, das die Operation der CPU 24 spezifiziert, ist im ROM 22 gespeichert, während im RAM 23 ein Arbeitsbereich eingerichtet ist. Das Bezugszeichen 25 bezeichnet eine Eingabevorrichtung, die eine Tastatur oder dergleichen umfaßt, womit verschiedene Befehle und Meldungen für die CPU 24 eingegeben werden können. Das Bezugszeichen 30 bezeichnet eine Aufzeichnungsvorrichtung, die die von der CPU 24 zugeführten Wellenformdaten auf einem spezifizierten Blatt ausdruckt.

## Kapitel 1-2: Operation der Ausführungsform

Es gibt zwei Betriebsarten der ersten Ausführungsform; den Lernmodus und den Diagnosemodus. Die Erläuterungen für den Betrieb der ersten Ausführungsform sind in diese zwei Modi unterteilt.

### Kapitel 1-2-1: Lernmodus

Der Lernmodus wird verwendet, um die Beziehung zwischen den Parametern, die die Pulsweiten darstellen (Wellenformparameter), die vom Untersuchten erhalten werden, und den Daten, die die Zustände des Untersuchten darstellen (z. B. die Diagnoseergebnisse), zu speichern.

Bei der obigen Konstruktion trägt der Untersucher den Gummihandschuh 5 an einer Hand und drückt den zweiten Finger auf Vata (V), den dritten Finger auf Pitta (P) und den vierten Finger auf Kapha (K) des Untersuchten.

In diesem Zustand werden die entsprechenden Spannungen  $V_i$  von insgesamt 12 Beanspruchungsmeßvorrichtungen ausgegeben, die der Pulsbewegung des Untersuchten entsprechen. Die Gleichstromkomponenten dieser Spannungen  $V_i$  werden in den entsprechenden Gleichspannungs-Eckfiltern 13 herausgefiltert, woraufhin die Spannungen mittels der entsprechenden Verstärker 14, Tiefpaßfilter 15 und A/D-Umsetzer 20 dem Mikrocomputer 21 zugeführt werden. Die auf diese Weise zugeführten Wellenformen werden im Mikrocomputer 21 analysiert, wobei Parameter berechnet werden, die die Eigenschaften anzeigen. Diese Parameter werden anschließend vorübergehend im RAM gespeichert.

In der vorliegenden Ausführungsform werden die Amplituden der jeweiligen Frequenzkomponenten, die die Pulswellen bilden, als charakteristische Parameter verwendet. Das heißt, es wird eine Frequenzspektrumanalyse mittels schneller Fourier-Transformation für die jeweiligen Wellenformen durchgeführt (das Programm für die schnelle Fourier-Transformation ist im voraus im ROM 22 oder RAM 23 gespeichert worden), woraufhin die Amplituden der verschiedenen Frequenzen als Parameter verwendet werden. Wie anschließend in Kapitel 2 erläutert wird, kann die vorliegende Erfindung ferner verschiedene andere Parameter verwenden, die die Pulswellen repräsentieren.

Der Untersucher gibt anschließend Diagnoseergebnisse (wie z. B. Lehrdaten) entsprechend den berechneten Parametern mit der Eingabeeinheit 25 ein. Die Diagnoseergebnisse sind in diesem Fall diejenigen vom Fingertast-sinn und diejenigen aus der Beobachtung der auf der Anzeigevorrichtung angezeigten Wellenform, oder von beiden. Außerdem kann ein völlig verschiedenes Verfahren zur Diagnose verwendet werden, wie z. B. eine westliche medizinische Beurteilung. Die Eingabe kann ferner Wörter enthalten, die direkt ein Krankheitszeichen angeben, wobei Symptome mit der Eingabeeinheit 25 eingegeben werden können. Die Eingabedaten können auch entsprechende Codes sein.

Wenn die Diagnoseergebnisse vom Untersucher eingegeben werden, speichert die CPU 24 diese in der Datenbank 26, abgeglichen mit den

Parametern, die vorübergehend im RAM 23 gespeichert sind.

Im folgenden wird der Lernmodus für die jeweiligen aktuellen Symptome einer Krankheit erläutert.

#### (1) Chronische Nasenentzündung

In diesem Beispiel war der Patient ein 28-jähriger Mann, der nach der Diagnose nach westlicher medizinischer Beurteilung eine chronische Nasenentzündung hatte.

Die vom Patienten gemessenen Pulswellen wurden von der Aufzeichnungsvorrichtung 30 aufgezeichnet. Die Ergebnisse sind in den Fig. 4(A)-(C) gezeigt. Hierbei ist der vertikale Maßstab in Fig. 4(A) das Doppelte desjenigen in den Fig. 4(B) und (C). Dies dient der Bequemlichkeit, um die Wellenform im Maßstab zu halten. Dementsprechend ist die Amplitude der Udama-Vatta-(V)-Wellenform groß im Vergleich zu den anderen Wellenformen. Aus der Beobachtung der gemessenen Ergebnisse von Vata (V) in Fig. 4(A) wird ferner deutlich, daß die Wellenformamplituden für den ersten und den zweiten Punkt im Vergleich zu denjenigen für den dritten und den vierten Punkt viel größer sind.

Indessen führt der Mikrocomputer 21 eine Frequenzspektrumanalyse durch mittels schneller Fourier-Transformation mit den entsprechenden Wellenformen, wobei die Ergebnisse im RAM 23 als Parameter gespeichert werden.

Aus den in Fig. 4 gezeigten Pulswelleneigenschaften liefert die Ayurveda-Technik ein Diagnoseurteil einer nasalen Rachenraumstörung. Mit dem Erscheinen solcher Pulswellen besteht eine statistisch hohe Wahrscheinlichkeit einer Störung in der Nase, dem Rachen oder der Luftröhre. Dies wurde berichtet in "Visualization and Quantitative Analysis of the Pulse Diagnosis in AYURVEDA", K. Kodama, H. Kasahara, H. Ishiyama, The Proceeding of the 4th World Congress Holistic Approach - Health for All in Bangalore, Indien, 1991.

Aus der Beobachtung der ausgegebenen Ergebnisse von der Aufzeich-



nungsvorrichtung 30 und der auf dem Bildschirm der Anzeigevorrichtung DP angezeigten Wellenform, und auch aus einer Ayurveda-Diagnose mittels Tastsinn, oder auf der Grundlage einer westlichen medizinischen Beurteilung, gibt der Untersucher eine Beurteilung für das diagnostizierte Ergebnis (chronische Nasenentzündung), oder einen Code der diese Beurteilung anzeigt, mit der Eingabeeinheit 25 in das Diagnosegerät ein.

Anschließend gleicht die CPU 24 das diagnostizierte Eingabeergebnis mit den Parametern ab, die vorübergehend im RAM 23 gespeichert sind, und speichert beides in der Datenbank 26.

## (2) Leberstörungsbeispiel (i)

In diesem Beispiel war der Patienten ein 28-jähriger Mann mit einer Leberstörung (GTO "42", GPT "63").

Die Pulswellenmeßergebnisse des Untersuchers sind in den Fig. 5(A)-(C) gezeigt. Die Maßstäbe in diesen Figuren sind gleich. Aus diesen Ergebnissen wird deutlich, daß die Amplitude der Wellenformen für Ranjaka-Pitta (P) des dritten Fingers groß sind im Vergleich zu denjenigen für die anderen Finger. Eine vergrößerte Ansicht der Fig. 5(B) ist in Fig. 6 gezeigt. Aus Fig. 6 wird deutlich, daß die Amplitude für den zweiten Punkt größer ist als diejenigen für die anderen Punkte.

Der Mikrocomputer 21 führt eine Frequenzspektrumanalyse mittels schneller Fourier-Transformation mit den jeweiligen Wellenformen durch in ähnlicher Weise wie im obigen Fall (1), wobei die Ergebnisse im RAM 23 als Parameter gespeichert werden.

Die Ayurveda-Diagnose hat schließlich eine Leberstörung oder ein Magen/Darm-Problem angezeigt.

In ähnlicher Weise wie im obenerwähnten Fall gibt der Untersucher anhand einer Ayurveda-Beurteilung mittels Tastsinn oder auf der Grundlage einer westlichen medizinischen Beurteilung eine Beurteilung für das Diagnoseergebnis (Leberstörung), oder einen Code, der diese Störung anzeigt, mit der

Eingabeeinheit 25 in das Diagnosegerät ein.

Anschließend gleicht die CPU 24 das eingegebene Diagnoseergebnis mit den vorübergehend im RAM 23 gespeicherten Parametern ab und speichert diese in der Datenbank 26.

### (3) Leberstörungsbeispiel (ii)

Das nächste Beispiel ist eine Diagnose für eine andere Leberstörung. Der Patient war ein 24-jähriger Mann mit einer Leberstörung (GTO "36", GPT "52").

Auch bei diesem Patienten war die Amplitude der Wellenform an Ranjaka-Pitta (P) größer als die Amplitude für die anderen Finger. Die Wellenformmeßergebnisse für diesen Pitta (P) sind in Fig. 7 gezeigt. In Fig. 7 wird deutlich, daß die Amplitude des zweiten Punkts größer ist als diejenigen für die anderen Punkte. Dementsprechend wurden mit diesem Leberstörungsbeispiel ebenfalls ähnliche Ergebnisse wie beim oben erwähnten Leberstörungsbeispiel (i) erhalten.

Auch in diesem Fall wurden die Parameterberechnungen des Computers 24 und die Eingabe der Ergebnisse durch den Untersucher in ähnlicher Weise wie im obigen Fall bewerkstelligt. Da jedoch die Wellenformen der Fig. 5 und 7 leicht verschieden waren, waren die Parameter leicht verschieden im Vergleich zum Fall der Leberstörung (i). Trotzdem waren die Diagnoseergebnisse gleich, da ein gewisser Variationsgrad in den möglichen Parameterwerten erscheint, wobei die Zuverlässigkeit der Grenzen verbessert werden kann durch Akkumulieren vieler klinischer Beispiele.

### (4) Herzstörung (i)

In diesem Beispiel war der Patient ein 26-jähriger Mann mit unregelmäßigem Puls, der mehrmals pro Stunde auftrat aufgrund einer äußeren kontrahierenden Herzkammer.

Mit den Wellenformmeßergebnissen des Patienten war die Amplitude der

Wellenform für Sadhaka-Pitta (P) des dritten Fingers größer als diejenigen für die anderen Finger. Die Wellenformmeßergebnisse für Sadhaka-Pitta (P) sind in Fig. 8 gezeigt. Wie aus Fig. 8 deutlich wird, ist die Amplitude für den dritten Punkt größer als diejenigen für die anderen Punkte.

Schließlich hat die Ayurveda-Diagnose eine Störung des Herzens für das obige Krankheitsbeispiel gezeigt. Auch gemäß diesem Diagnosebeispiel wurden die Diagnoseergebnisse von Ayurveda oder von der westlichen medizinischen Beurteilung für die von der CPU 24 berechneten Parameter eingegeben, wobei beide abgeglichen wurden und in der Datenbank 26 gespeichert wurden, so daß die Symptome bezüglich der Pulswellen gelernt werden konnten.

#### (5) Herzstörung (ii)

Um die Reproduzierbarkeit des Herzstörungsbeispiels (i) zu bestätigen, wurde eine Diagnose für ein anderes Herzstörungsbeispiel durchgeführt. Der Patient war ein 38-jähriger Mann mit unregelmäßigem Puls, der mehrmals pro Stunde auftrat aufgrund einer äußeren kontrahierenden Herzkammer.

Auch bei diesem Patienten war die Amplitude der Wellenform des Sadhaka-Pitta (P) des dritten Fingers größer als diejenigen für die anderen Finger. Die Wellenformmeßergebnisse für den Sadhaka-Pitta (P) sind in Fig. 9 gezeigt. Wie aus Fig. 9 deutlich wird, ist die Amplitude für den dritten Punkt größer als diejenigen für die anderen Punkte.

Auch in diesem Fall wurden die Berechnungen seitens des Computers 24 und die Eingabe der Ergebnisse durch den Untersucher in ähnlicher Weise wie in den obigen Fällen bewerkstelligt, wobei sie abgeglichen und in der Datenbank 26 gespeichert wurden.

#### Kapitel 1-2-2: Diagnosemodus

Im folgenden wird der Diagnosemodus erläutert. Der Diagnosemodus führt aus: Erfassen der Pulswellen von einem Untersuchten; Berechnen der Parameter, die die Pulswellen darstellen; und eine Diagnose durch Auslesen

anwendbarer Diagnoseergebnisse aus der Datenbank 26.

Der Untersucher betätigt die Eingabeeinheit 25, um den Diagnosemodus für die Eingabe in die CPU 24 anzuweisen. In ähnlicher Weise wie für den Lernmodus steckt er anschließend eine Hand in den Gummihandschuh 5, wobei sein zweiter Finger den Untersuchten bei Vata (V) drückt, sein dritter Finger bei Pitta (P) drückt und sein vierter Finger bei Kapha (K) drückt.

Als Ergebnis werden entsprechende Spannungen  $V_i$  von den Beanspruchungsmeßvorrichtungen der jeweiligen Finger ausgegeben und dem Mikrocomputer 21 über das Gleichspannungs-Eckfilter 13, den Verstärker 14, das Tiefpaßfilter 15 und den A/D-Umsetzer 20 zugeführt. Der Mikrocomputer 21 berechnet anschließend Parameter, um die Eigenschaften der zugeführten Wellenformen auszudrücken, und speichert diese vorübergehend im RAM 23. Die CPU 24 sucht anschließend in der Datenbank 26 nach einem Parameter, der gleich dem vorübergehend im RAM 23 gespeicherten Parameter oder dem Parameter, der diesem Parameter am nächsten kommt, ist, liest das mit diesem Parameter abgeglichene Diagnoseergebnis und zeigt dieses auf der Anzeigevorrichtung DP an. Wenn in diesem Fall kein äquivalenter Parameter vorhanden ist, werden die Diagnoseergebnisse angezeigt, die dem nächstliegenden Parameter entsprechen, woraufhin gleichzeitig diese Tatsache ebenfalls angezeigt wird. Eine solche Nachricht ist als Zeicheninformation im voraus im ROM gespeichert und wird geeignet angezeigt.

Mit der obenbeschriebenen Anzeigevorrichtung DP werden die Diagnoseergebnisse (als Lehrdaten) angezeigt, wie z. B. eine chronische Nasenentzündung, eine Leberstörung und eine Herzanomalie/Störung. Dementsprechend kann der Untersucher eine Diagnose für diesen Patienten auf der Grundlage der angezeigten Ergebnisse stellen.

Die Ausführungsform bietet hierbei den Vorteil, daß dann, wenn die Lehrdaten, die vom erfahrenen Ayurveda-Praktizierer kompiliert worden sind, im voraus in den im Lernmodus vorgesehenen Diagnosespeicher geladen worden sind, auch ein Anfänger in der Ayurveda-Technik fähig ist, eine Diagnose auf Expertenniveau zu stellen.

### Kapitel 1-3: Variation der ersten Ausführungsform

Die erste Ausführungsform ist nicht auf das obige Diagnosegerät beschränkt. Zum Beispiel sind zahlreiche Variationen möglich, wie im folgenden gezeigt wird.

#### Variation (i)

In der ersten Ausführungsform wurde das Frequenzspektrum mittels FFT als Wellenformparameter verwendet. Statt dessen können jedoch alle Werte von Elementen eines konzentrierten 4-Parameter-Schaltungsmodells verwendet werden, daß das arterielle System simuliert. Das elektrische Modell wird im folgenden beschrieben.

#### Variation (ii)

Für die Parameter kann das mittels diskreter FFT erhaltene Wellenformspektrum oder das durch die sogenannte Maximumentropieverfahren-Technik erhaltene Wellenformspektrum verwendet werden.

#### Variation (iii)

In der obigen Ausführungsform wurden die Speichenschlagader-Pulswellen verwendet. Es ist jedoch möglich, Parameter für die Hirnwellen oder Fingerspitzen-Pulswellen zu verwenden. Außerdem können Parameter für die Beschleunigungswelle der Fingerspitzen-Pulsquelle verwendet werden. Der Hauptpunkt ist, daß die vorliegende Erfindung anwendbar ist, vorausgesetzt, es gibt eine gewisse Wellenbewegung, die den Zustand des lebenden Körpers widerspiegelt. Der lebende Körper, der gemessen werden soll, ist nicht auf Menschen beschränkt, sondern kann auch Tiere umfassen.

#### Variation (iv)

In der traditionellen Medizin, z. B. Ayurveda, ist bereits eine große Menge an Diagnosedaten gesammelt worden. Wenn daher diese Daten direkt und

schnell in klinischer Weise verwendet werden können, ergibt sich eine Erleichterung, wenn es besser ist, die Anzahl der Meßpunkte an diejenige der traditionellen Medizin anzupassen. Es ist somit möglich, weniger als vier Beanspruchungsmeßvorrichtungen vorzusehen, vorausgesetzt, es sind mehr als eine. Zum Beispiel ist bekannt, daß die traditionelle Medizin von Tibet zwei Meßpunkte an einem Finger betrachtet. Dementsprechend wären für die Ausführung der Diagnose auf der Grundlage dieser traditionellen Medizin zwei Meßvorrichtungen ausreichend.

#### Variation (v)

In der in Fig. 1 gezeigten Schaltung wird die Pulswelle erfaßt durch direktes Messen der Spannung  $V_i$  über den Anschlüssen der Beanspruchungsmeßvorrichtung 81. Es kann jedoch eine Brückenschaltung mit der Beanspruchungsmeßvorrichtung 81 an einer Seite konstruiert werden, wobei die Pulswellen erfaßt werden durch Messen der Spannung über den gegenüberliegenden Ecken der Brückenschaltung. Durch Konstruieren einer Brückenschaltung mit der Beanspruchungsmeßvorrichtung und drei Dünnschichtwiderständen mit dem gleichen Temperaturwiderstandskoeffizienten wie die Beanspruchungsmeßvorrichtung 81, die am Gummihandschuh 5 angebracht sind, kann eine Temperatur-Drift aufgrund z. B. der Körpertemperatur kompensiert werden, wobei die Empfindlichkeit verbessert wird.

#### Variation (vi)

In der in Fig. 1 gezeigten Schaltung wird ein Strom kontinuierlich der Beanspruchungsmeßvorrichtung 81 zugeführt. Die Stromzufuhr zur Beanspruchungsmeßvorrichtung 81 kann jedoch intermittierend sein. Das heißt, da mit der in Fig. 1 gezeigten Schaltung der Anteil der Frequenzkomponente der Spannung  $V_i$ , die schließlich als Pulswelle erfaßt wird, nur Frequenzkomponenten unterhalb von 20 Hz aufweist, ist selbst mit den bei einer Frequenz von 40 Hz abgetasteten Ergebnissen eine angemessene Wellenformreproduktion möglich. Somit kann der der Beanspruchungsmeßvorrichtung 81 zugeführte Strom intermittierend sein, was eine Reduktion des Leistungsverbrauchs ermöglicht, was insbesondere bei tragbaren Ausrüstungen vorteilhaft ist.

### Variation (vii)

In der ersten Ausführungsform wird der Parameter innerhalb der Datenbank 26, der zum berechneten Parameter paßt, im Diagnosemodus wiedergewonnen. Statt dessen können jedoch entsprechende Schwellenwerte für obere und untere Grenzen der jeweiligen Parameter innerhalb der Datenbank 26 festgesetzt werden, wobei dann, wenn im Diagnosemodus die berechneten Parameter innerhalb dieses Bereiches liegen, diese als die relevanten Parameter in der Datenbank 26 betrachtet werden können, wobei dieses Diagnoseergebnis ausgegeben werden kann. Außerdem wird mit den Daten in der Datenbank 26 dies aktualisiert, wenn neue Diagnoseergebnisse für den gleichen Parameter eingegeben werden. Wenn jedoch ein Parameter für einen nahen Wert neu eingegeben wird, kann der obige Schwellenwert aktualisiert werden.

### Variation (viii)

In der obigen Ausführungsform wird der Pulswellenparameter berechnet, gespeichert und es wird ein Vergleich durchgeführt. Wenn es jedoch kein Problem ist, die Speicherkapazität oder die Verarbeitungszeit zu erhöhen, können die Wellenformen selbst gespeichert und verglichen werden.

### Variation (ix)

Es ist ferner möglich, die therapeutische Prozedur entsprechend den Symptomen des Patienten zusammen mit den, oder anstelle der Diagnoseergebnisse anzuzeigen. Die therapeutische Prozedur kann in Form von Lehrdaten in der ersten Ausführungsform ausgegeben werden. Im Lernmodus können die Diagnoseergebnisse zusammen mit den Therapeutika (oder die Therapeutika anstelle der Diagnoseergebnisse) leicht eingegeben werden.

Im Vorangehenden wurde die Konfiguration des Basisdiagnosegerätes erläutert. In den folgenden Kapiteln 2 bis 5 werden die Parameter, die den Puls repräsentieren, zusammen mit dem Verfahren der Erzeugung solcher Parameter erläutert.

## Kapitel 2: Pulswellenanalysator für die Berechnung von Parametern des Kreislaufsystems

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Diagnosegerät, das optional für die Pulswellenanalyse, wie oben in diesem Kapitel beschrieben, angepaßt werden kann.

In der modernen Medizin besteht die gewöhnlichste Prozedur im Untersuchungsprozeß des Herzkreislaufsystems eines menschlichen Körpers darin, den Blutdruck und die Herzschlagfrequenz zu messen. Um jedoch eine genauere Untersuchung durchzuführen, müssen auch andere Kreislauf-Dynamikparameter, wie z. B. der Gefäßwiderstand und die Nachgiebigkeit, untersucht werden.

Um solche Kreislauf-Dynamikparameter zu messen, ist es günstigerweise erforderlich, die Druckwellenformen und die Blutflußrate an der Aorta ascendens und an einer Einschnittstelle zu ermitteln. Das Meßverfahren arbeitet entweder direkt durch Einsetzen eines Katheters in eine Arterie, oder indirekt mittels Ultraschallmessung.

Gemäß dem Katheter-Verfahren besteht jedoch das Problem, daß eine große invasive Ausrüstung erforderlich ist. Die Ultraschalltechnik kann den Blutfluß nicht-invasiv messen, jedoch erfordert die Technik einen erfahrenen Operator, wobei die Vorrichtung ebenfalls umfangreich ist.

Um diese Probleme zu lösen, haben die vorliegenden Erfinder daher eine Pulswellenanalysevorrichtung erfunden, die auf einer elektrischen Simulationsschaltung beruht, um die Hämodynamik eines lebenden Körpers unter Verwendung der Kreislauf-Dynamikparameter nicht-invasiv zu verfolgen.

Genauer arbeitet die Pulswellenanalysevorrichtung durch: Simulieren des arteriellen Systems von einer proximalen Sektion zu einer distalen Sektion mit einer elektrischen Schaltung (im folgenden bezeichnet als elektrisches Modell); Eingeben elektrischer Signale, die die Druckwellenformen darstellen, an der proximalen Sektion in die Schaltung; Iterieren der Werte der



Elemente der Schaltung, um somit die wirklichen Druckwellenformen zu nachzubilden, die von der distalen Sektion des Untersuchten erfaßt werden; und Ausgeben der berechneten Ergebnisse entsprechend den jeweiligen Kreislauf-Dynamikparametern.

In diesem Fall ist offensichtlich, daß die berechneten Parameter als Wellenformparameter in der ersten Ausführungsform verwendet werden können.

In dieser Pulswellenanalysevorrichtung werden die Speichenschlagader-Druckwellenformen als die zu analysierenden Wellenformen in der distalen Sektion des lebenden Körpers verwendet, wobei die Aorta-ascendens-Druckwellenformen verwendet werden als die zu analysierenden Wellenformen in der proximalen Sektion des lebenden Körpers.

Die Grundannahme ist, daß die Druckwellenformen an der Aorta ascendens nahezu konstant sind und kaum durch die Zustände des lebenden Körpers beeinflußt werden, wobei es hauptsächlich die Leistungsfähigkeit des arteriellen Systems ist, die durch die Zustände des lebenden Körpers beeinflußt wird. Diese Annahme wurde von den Erfindern klinisch verifiziert.

Im folgenden wird eine Pulswellenanalysevorrichtung erläutert.

#### Kapitel 2-1: Struktur der Ausführungsform

Fig. 10 zeigt ein Blockschaltbild der Pulswellenanalysevorrichtung.

Diese Pulswellenanalysevorrichtung berechnet die Kreislauf-Dynamikfunktion eines Untersuchten auf der Grundlage von Informationen, die aus der Bewertung der Kreislauf-Dynamikparameter eines menschlichen Körpers mit einem nicht-invasiven Sensor erhalten werden. Die genauen Einzelheiten der Kreislauf-Dynamikparameter werden später erläutert.

In Fig. 10 bezeichnet das Bezugszeichen 210 eine Pulswellenerfassungsvorrichtung, während 202 eine Pulsschlagvolumen-Ermittlungsvorrichtung bezeichnet. Die Pulswellenerfassungsvorrichtung 201 ermittelt die Speichenschlagaderwellenform über den Pulswellensensor S1, der an der Hand des

Untersuchers (oder am Handgelenk eines Untersuchten) getragen wird, wie in Fig. 11 gezeigt ist, und ermittelt ferner den Blutdruck des Untersuchten mittels eines Manschettengurtes S2, der am Oberarmabschnitt des Untersuchten getragen wird. Die Wellenform der Speichenschlagader wird anhand des Blutdrucks korrigiert, wobei die korrigierte Wellenform der Speichenschlagader als elektrisches analoges Signal ausgegeben wird.

Das von der Pulswellenerfassungsvorrichtung 201 ausgegebene Analogsignal wird in einen A/D-Umsetzer 203 eingegeben und in digitale Signale für jeden Abtastzyklus umgesetzt. Ferner ist die Pulsschlagvolumen-Ermittlungsvorrichtung 202 mit dem Manschettengurt S2 verbunden, wie in Fig. 11 gezeigt, und ermittelt das Volumen des für einen Pulsschlag (Herzschlag) zirkulierenden Blutes mittels des Manschettengurtes S2, und gibt die Ergebnisse (digitale Signale) als Pulsschlagvolumen pro Pulsschlag aus. Diese Messung kann mit dem sogenannten Kontraktionsoberflächen-Flächenverfahren bewerkstelligt werden.

Hier werden die Einzelheiten des Pulswellensensors S1 mit Bezug auf Fig. 24 erläutert.

In dieser Figur bezeichnet das Bezugszeichen 251 einen chirurgischen Gummihandschuh, der mit Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252-254 an der Fingerkuppenseite des ersten Gelenks des Zeigefingers, des dritten und des vierten Fingers versehen ist. Die Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252-254 sind dünne Meßvorrichtungen und weisen einen Meßfaktor (170), einen Widerstand (2 k $\Omega$ ), eine Breite (0,5 mm) und eine Länge (4 mm) auf. Jede der Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252-254 ist auf einer flexiblen dünnen Basis befestigt und mit der dünnen Basis am Gummihandschuh 251 angebracht.

Als nächstes wird die Pulswellenerfassungsvorrichtung 201 mit Bezug auf Fig. 25 erläutert.

In der Figur bezeichnet das Bezugszeichen 268 einen bekannten Blutdruckmesser, der den Blutdruck mit dem Manschettengurt S2 mißt und ausgibt. Das Bezugszeichen 261 ist eine Konstantstromquelle, die einen konstanten

Strom an die Beanspruchungsmeßvorrichtung 252 liefert. Die Enden der Beanspruchungsmeßvorrichtung 252 erzeugen eine Spannung  $V_g$ , die dem Grad der physikalischen Beanspruchung entspricht. Die Spannung  $V_g$  wird über einen Gleichstrom-(DC)-Verstärker 262 verstärkt und der Gleichspannungs-Eckschaltung 263 und der Mittelungsschaltung 265 zugeführt. Die vom Gleichstromverstärker 262 erzeugte Ausgangsspannung kann ausgedrückt werden durch  $(V_0 + V_d + \Delta V)$ . Hierbei ist  $V_0$  die Spannung, die erzeugt wird, wenn der Untersucher den Handschuh 251 trägt, während  $V_d$  die Spannung ist, die erzeugt wird, wenn der Finger des Untersuchers gegen den Arm des Untersuchten gedrückt wird. Die Spannung  $\Delta V$  ist eine Wechselstrom-(AC)-Spannung, die durch den Pulsdruck des Untersuchten erzeugt wird.

Die Gleichstrom-Eckschaltung 263 eliminiert die ersten zwei Gleichstromkomponenten aus den Spannungen  $V_0$ ,  $V_d$  und  $\Delta V$ , und gibt die Wechselspannung  $\Delta V$ , d. h. das Pulswellensignal aus. Das Pulswellensignal wird nach Beseitigung des Rauschens dem Mikrocomputer 204 über ein Tiefpaßfilter 264 mit der Eckfrequenz von 20 Hz und über den A/D-Umsetzer 203 zugeführt (siehe Fig. 10).

Andererseits erfaßt die Mittelungsschaltung 265 den Maximalwert von  $(V_0 + V_d + \Delta V)$  und nimmt einen Zyklus bis zur Periode der nächsten Erzeugung des Maximalwertes von  $(V_0 + V_d + \Delta V)$  und erhält einen Mittelwert von  $(V_0 + V_d + \Delta V)$ . Diese Operation eliminiert die Wechselstromkomponente  $\Delta V$ , wobei die Gleichstromkomponente  $(V_0 + V_d)$  ausgegeben wird. Das Bezugszeichen 266 ist eine Pegelspeicherschaltung, die dann, wenn ein Schalter 266a niedergedrückt wird, den Ausgangsspannungswert der Mittelungsschaltung 265 zu diesem Zeitpunkt speichert und die Spannung mit dem gespeicherten Pegel periodisch ausgibt. Das Bezugszeichen 267 ist ein Dekrementierer, der die Ausgangsspannung der Pegelspeicherschaltung 266 von der Ausgangsspannung der Mittelungsschaltung 265 subtrahiert und den dekrementierten Wert ausgibt.

Wenn der Untersucher den Handschuh 251 trägt, gibt in Fig. 25 der Gleichstromverstärker 262 eine Spannung  $V_0$  aus. Wenn der Schalter 266a in diesem Zustand gedrückt wird, wird die Spannung  $V_0$  in der Pegelspeicher-

schaltung 266 gespeichert. Anschließend drückt der Untersucher den Finger auf den Arm des Untersuchten, während er den Handschuh 251 trägt, wobei die Mittelungsschaltung 265 eine Spannung ( $V_0 + V_d$ ) erzeugt, wobei eine Spannung  $V_d$ , die dem Fingerdruck des Fingers entspricht, über den Dekrementierer 267 ausgegeben wird. Gleichzeitig wird die Spannung  $\Delta V$ , die der Pulswelle entspricht, schrittweise über die Gleichstrom-Eckschaltung 263 und das Tiefpaßfilter 264 ausgegeben. Ferner kann der Untersucher seine eigene Untersuchung durchführen auf der Grundlage des Fingertastsinns unter Verwendung der Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252-254, die am dünnen Gummihandschuh 251 angeordnet sind. Die obigen Schaltungskomponenten 261-267 sind vorgesehen, um mit den Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252 zu arbeiten, jedoch sind ähnliche Schaltungskomponenten für die Beanspruchungsmeßvorrichtungen 253, 254 vorgesehen.

Der Mikrocomputer 204 führt die folgenden Schritte gemäß den über die Tastatur 205 eingegebenen Befehlen aus.

- (1) Lesen der Pulswellen durch Speichern des sequenzierten digitalen Signals der Speichenschlagader-Pulsschläge, die über den A/D-Umsetzer 203 erhalten werden, in einem internen Wellenformspeicher.
- (2) Mitteln der an drei Stellen (Chun, Guan, Chi) genommenen und in den internen Speicher übernommenen Pulsschläge und Erhalten einer entsprechenden Speichenschlagader-Pulswellenform.
- (3) Aufnehmen der Pulsschlagvolumendaten.
- (4) Erhalten einer Gleichung, um dem obigen einen Pulsschlag zu entsprechen, und auf der Grundlage dieser Gleichung Berechnen jedes Parameters, um einem elektrischen Modell des arteriellen Systems des Untersuchten zu entsprechen.
- (5) Ausgeben der Parameter, die durch die Parameterberechnung erhalten werden, als Kreislauf-Dynamikparameter aus einer Ausgabevorrichtung (nicht gezeigt; z. B. Drucker, Anzeigevorrichtung usw.).

Die Einzelheiten dieser Verarbeitungsschritte werden unter dem Erläuterungsabschnitt für die Operation erläutert.

Kapitel 2-1-1: Mit Bezug auf das elektrische Modell, das in dieser Pulswellenanalysevorrichtung verwendet wird

#### (1) Konzentriertes 4-Parameter-Schaltungsmodell

Eine konzentrierte 4-Element-Schaltung, die in Fig. 12 gezeigt ist, wird als elektrisches Modell verwendet, daß das Kreislaufarteriensystem eines menschlichen Körpers simuliert. Die Elemente des elektrischen Modells entsprechen vier Kreislauf-Dynamikparametern:

- einen Blutflußmoment an der proximalen Sektion im arteriellen System;
- einem Gefäßwiderstand aufgrund des Blutflusses an der proximalen Sektion im arteriellen System;
- einer Gefäßnachgiebigkeit; und
- einem Blutflußwiderstand an der distalen Sektion im arteriellen System,

die auf dem Zustand des Kreislaufsystems beruhen.

Im folgenden wird die Beziehung zwischen den vier Elementen des elektrischen Modells und den vier Parametern erläutert.

Induktivität L:

Blutflußmoment an der proximalen Sektion im arteriellen System  
 $((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$  oder  $(\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$

Statische elektrische Kapazität C:

Nachgiebigkeit an der proximalen Sektion im arteriellen System  
 (Elastizität)  
 $(\text{cm}^5/(10^{-5} \text{ N}))$  oder  $(\text{cm}^5/\text{dyn})$

Die Nachgiebigkeit bezieht sich auf die Elastizität der Blutgefäße, um deren

Weichheit zu kennzeichnen.

Elektrischer Widerstand  $R_c$ :

Gefäßwiderstand aufgrund des Blutflusses an der proximalen Sektion im arteriellen System

$$((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5) \text{ oder } (\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$$

Elektrischer Widerstand  $R_p$ :

Gefäßwiderstand aufgrund des Blutflusses an der distalen Sektion im arteriellen System

$$((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5) \text{ oder } (\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$$

Die elektrischen Ströme  $i$ ,  $i_p$ ,  $i_c$  fließen in den verschiedenen Sektionen des elektrischen Modells entsprechend der Blutströmungsrate ( $\text{cm}^3/\text{s}$ ) in den entsprechenden Sektionen. Die allgemeinen Spannungen  $e(t)$ , die an die verschiedenen Sektionen des Modells angelegt werden, entsprechen dem Druck ( $(10^{-5} \text{ N})/\text{cm}^2$  oder  $\text{dyn}/\text{cm}^2$ ) an der Aorta ascendens. Die Anschlußspannung  $V_p$  der statischen elektrischen Kapazität  $C$  entspricht dem Blutdruck an der Speichenschlagader.

(2) Näherungsformeln für die Antwort im Modell

Als nächstes wird die Antwort des elektrischen Modells theoretisch mit Bezug auf Fig. 12 erläutert. Zuerst wird die folgende Differentialgleichung unter Verwendung der vier Parameter in dem in Fig. 12 gezeigten Modell gebildet,

$$e(t) = R_c i + L \frac{di}{dt} + v_p \quad (1)$$

hierbei ist der Strom  $i$  gleich:

$$\begin{aligned} i &= i_c + i_p \\ &= C \frac{dv_p}{dt} + \frac{v_p}{R_p} \end{aligned} \quad (2).$$

Somit kann die obige Gleichung (1) ausgedrückt werden durch:

$$e(t) = LC \frac{d^2 v_p}{dt^2} + \left( R_c C + \frac{L}{R_p} \right) \frac{dv_p}{dt} + \left( 1 + \frac{R_c}{R_p} \right) v_p \quad (3).$$

Es ist bekannt, daß die allgemeine Lösung für eine Differentialgleichung, wie z. B. die obige Gleichung (3), erhalten wird aus der Summe der bestimmten Lösungen, die die Gleichung (3) erfüllen, und einer Übergangslösung, die die folgende Gleichung erfüllt:

$$0 = LC \frac{d^2 v_p}{dt^2} + \left( R_c C + \frac{L}{R_p} \right) \frac{dv_p}{dt} + \left( 1 + \frac{R_c}{R_p} \right) v_p \quad (4).$$

Als nächstes wird ein Verfahren zur Lösung der obigen Gleichung (4) erläutert. Zuerst wird vorgeschlagen, daß eine Dämpfungswelle  $v_p$  wie folgt ausgedrückt wird:

$$v_p = A e^{st} \quad (5).$$

Einsetzen der obigen Gleichung (5) in Gleichung (4) liefert

$$\left\{ LCs^2 + \left( R_c C + \frac{L}{R_p} \right) s + \left( 1 + \frac{R_c}{R_p} \right) \right\} v_p = 0 \quad (6).$$

Hierbei wird die obige Gleichung (6) wie folgt nach  $s$  aufgelöst:

$$s = \frac{-\left( R_c C + \frac{L}{R_p} \right) \pm \sqrt{\left( R_c C + \frac{L}{R_p} \right)^2 - 4LC \left( 1 + \frac{R_c}{R_p} \right)}}{2LC} \quad (7).$$

Wenn

$$\left( R_c C + \frac{L}{R_p} \right)^2 < 4LC \left( 1 + \frac{R_c}{R_p} \right) \quad (8)$$

gilt, ist der Wert der Wurzel in Gleichung (7) negativ und die Gleichung (7) wird wie folgt ausgedrückt:

$$s = \frac{-\left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) \pm j \sqrt{\left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right)^2 + 4LC\left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right)}}{2LC}$$

$$= -\alpha \pm j\omega \quad (9),$$

hierbei ist

$$\alpha = \frac{R_c C + \frac{L}{R_p}}{2LC} \quad (10)$$

$$= \frac{L + R_p R_c C}{2LC R_p}$$

und

$$\omega = \frac{\sqrt{\left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right)^2 + 4LC\left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right)}}{2LC} \quad (11).$$

Als nächstes sei:

$$A_1 = LC \quad (12),$$

$$A_2 = \frac{L + R_c R_p C}{R_p} \quad (13),$$

und  $A_3 = \frac{R_c + R_p}{R_p} \quad (14),$

wobei jede der obigen Gleichungen (10) und (11) wie folgt ausgedrückt wird:

$$\alpha = \frac{A_2}{2A_1} \quad (15)$$

und  $\omega = \sqrt{\frac{A_3}{A_1} - \alpha^2} \quad (16).$



Somit wird der Wert  $s$  schließlich festgelegt und die Lösung, die die Gleichung (4) erfüllt, kann erhalten werden. Gemäß der obigen Analyse wird die Gleichung (5) als eine Näherungsgleichung verwendet, die die dämpfenden und schwingenden Komponenten ausdrückt, die in der Antwortwelle des elektrischen Modells enthalten sind.

Als nächstes werden die Blutdruckwellen an der Aorta ascendens modelliert. Fig. 13 zeigt allgemeine Druckwellen an der Aorta ascendens. Daher werden die Druckwellen durch dreieckige Druckwellen genähert, die in Fig. 14 gezeigt sind. Es seien die Amplitude und die Zeit die Spannungen  $e_0$  und  $e_m$  bzw. die Zeit  $t_p$  und  $t_{p1}$ , wobei die Druckwellenform  $E_t$  zum Zeitpunkt  $t$  wie folgt ausgedrückt werden kann:

$$e(t) = E_0 + E_m \left( 1 - \frac{t}{t_{p1}} \right) \quad (17),$$

wenn  $0 \leq t < t_{p1}$ ; und

$$e(t) = E_0 \quad (18),$$

wenn  $t_{p1} \leq t < t_p$ ;

wobei

$E_0$  die Spannung ist, um den minimalen Blutdruck zu erhalten;

$(E_0 + E_m)$  die Spannung ist, um einen maximalen Blutdruck zu erhalten;

$t_p$  die Periode für einen Pulsschlag ist; und

$t_{p1}$  die Periode vom Punkt des Anstiegs bis zum Minimumpunkt des Blutdrucks an der Aorta ascendens ist.

Wenn die Wellenform  $e(t)$ , ausgedrückt als die obige Gleichung (17) und (18), in das in Fig. 12 gezeigte elektrische Modell eingegeben wird, ist die Antwortwellenform  $v_p(t)$  gleich:

$$v_p(t) = E_{min} + B \left( 1 - \frac{t}{t_b} \right) + D_m e^{-\alpha t} \sin(\omega t + \theta_1) \quad (19)$$

wenn  $0 \leq t < t_{p1}$ , und

$$v_p(t) = E_{\min} + D_{m2} e^{-\alpha(t-t_{p1})} \sin\{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\} \quad (20)$$

wenn  $t_{p1} \leq t < t_p$ .

Der dritte Term auf der rechten Seite in Gleichung (19) und der zweite Term auf der rechten Seite in Gleichung (20) bezeichnen die Dämpfungskomponenten (entsprechend der Gleichung (5)), wobei  $\alpha$  und  $\omega$  durch die obigen Gleichungen (15) und (16) gegeben sind.

### (3) Beziehung zwischen jedem Element des Modells und der Speicherschlagader-Wellenform

Als nächstes werden andere Konstanten in den Gleichungen (19) und (20) neben  $\alpha$  und  $\omega$  diskutiert. Zuerst kann durch Einsetzen der Gleichungen (17) und (19) in die obige Differentialgleichung (3) die folgende Gleichung (21) erhalten werden

$$\begin{aligned} E_0 + E_m \left(1 - \frac{t}{t_{p1}}\right) - \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) (E_{\min} + B) - \frac{B}{t_b} \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) t \\ + \left\{ LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{m1} - \alpha D_{m1} \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) + D_{m1} \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) \right\} e^{-\alpha t} \sin(\omega t + \theta_1) \\ + \left\{ \omega D_{m1} \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) - 2LC\alpha\omega D_{m1} \right\} e^{-\alpha t} \cos(\omega t + \theta_1) \end{aligned} \quad (21).$$

Damit die Gleichung (21) gültig ist, sind folgende Bedingungen notwendig,

$$E_0 + E_m = \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right)(E_{\min} + B) \quad (22),$$

$$= E_0 + A_3 B - \frac{B}{t_b} A_2$$

$$\frac{E_m}{t_{p1}} = \frac{B}{t_b} \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) \quad (23),$$

$$= \frac{B}{A_3 t_b}$$

$$LC(\alpha^2 - \omega^2) - \alpha \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) + \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) = 0 \quad (24)$$

und

$$R_c C + \frac{L}{R_p} = 2LC\alpha \quad (25).$$

Da  $\alpha$  und  $\omega$  durch die obigen Gleichungen (15) und (16) gegeben sind, ist es natürlich, daß  $\alpha$  und  $\omega$  die Gleichungen (24) und (25) erfüllen.

Als zweites kann durch Einsetzen der Gleichungen (18) und (20) in die obige Differentialgleichung (3) die folgende Gleichung (26) erhalten werden:

$$E_0 = \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) E_{\min}$$

$$+ \left\{ LC(\alpha^2 - \omega^2) D_{m2} - \alpha D_{m2} \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) + \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) \right\} e^{-\alpha(t-t_{p1})} \sin\{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\}$$

$$+ \left\{ \omega D_{m2} \left(R_c C + \frac{L}{R_p}\right) - 2LC\alpha\omega D_{m2} \right\} e^{-\alpha(t-t_{p1})} \cos\{\omega(t-t_{p1}) + \theta_2\} \quad (26).$$

Damit die Gleichung (26) gültig ist, muß zusätzlich zu den Gleichungen (23) und (24) die folgende Gleichung (27) erfüllt sein:

$$E_0 = \left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right) E_{\min} \quad (27).$$

$$= A_3 E_{\min}$$

Die Konstanten in den Gleichungen (19) und (20) werden gemäß den obigen Gleichungen (22)-(25) und (27) berechnet, die die Differentialgleichung (3) definieren. Aus Gleichung (27) ergibt sich

$$E_{\min} = \frac{E_0}{A_3} \quad (28).$$

Während aus Gleichung (23) B wie folgt ausgedrückt wird:

$$B = \frac{E_m t_b}{A_3 t_{p1}} \quad (29).$$

Hierbei wird durch Einsetzen der Gleichung (29) in die Gleichung (22)  $t_b$  wie folgt ausgedrückt:

$$t_b = \frac{A_3 t_{p1} + A_2}{A_3} \quad (30).$$

Als nächstes werden die restlichen Konstanten  $D_{1m}$ ,  $D_{2m}$ ,  $\theta_1$  und  $\theta_2$  so ausgewählt, das die Speichenschlagaderwellenform  $v_p$  bei  $t = 0$ ,  $t_{p1}$  und  $t_p$  stetig sein kann. Mit anderen Worten, die Werte werden so gewählt, daß sie die folgenden Bedingungen (a)-(d) erfüllen.

- (a) Übereinstimmung von  $v_p(t_{p1})$  in der Gleichung (19) mit  $v_p(t_{p1})$  in der Gleichung (20);
- (b) Übereinstimmung von  $v_p(t_p)$  in der Gleichung (20) mit  $v_p(0)$  in der Gleichung (19);
- (c) Übereinstimmung des Differentialkoeffizienten in der Gleichung (19) mit demjenigen in Gleichung (20), wenn  $t = t_p$ ;
- (d) Übereinstimmung der Differentialkoeffizienten in der Gleichung (19) bei  $t = 0$  mit dem Differentialkoeffizienten in der Gleichung (20) zum Zeitpunkt  $t = t_p$ .

Das heißt, die Werte von  $D_{1m}$  und  $\theta_1$  sind folgende:

$$D_{1m} = \frac{\sqrt{D_{11}^2 + D_{12}^2}}{\omega} \quad (31),$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \frac{D_{11}}{D_{12}} \quad (32),$$

wobei

$$D_{11} = (v_{01} - B - E_{min})\omega \quad (33)$$

$$D_{12} = (v_{01} - B - E_{min})\alpha + \frac{B}{t_b} + \frac{i_{01}}{C} \quad (34).$$

Hierbei ist  $v_{01}$  der Anfangswert von  $v_p$ , während  $i_{01}$  der Anfangswert von  $i_p$  ist, wenn  $t = 0$  ist.

Ferner sind die Werte von  $D_{2m}$  und  $\theta_2$  folgende:

$$D_{2m} = \frac{\sqrt{D_{21}^2 + D_{22}^2}}{\omega} \quad (35)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1} \frac{D_{21}}{D_{22}} \quad (35),$$

wobei

$$D_{21} = (v_{02} - E_{min})\omega \quad (36)$$

$$D_{22} = (v_{02} - E_{min})\alpha + \frac{i_{02}}{C} \quad (37).$$

Hierbei ist  $v_{02}$  der Anfangswert von  $v_p$ , während  $i_{02}$  der Anfangswert von  $i_c$  ist, wenn  $t = t_{p1}$  ist. Somit werden die Konstanten in der Gleichung (19) und (20) erhalten.

Drittens, durch Rückberechnung der Kreisfrequenz  $\omega$  in der Gleichung (16) kann der Blutwiderstand  $R_c$  in der Arterienmitte wie folgt ausgedrückt werden:

$$R_c = \frac{L - 2R_p \sqrt{LC(1 - \omega^2 LC)}}{C R_p} \quad (39).$$

Die Bedingung, die erforderlich ist, um den Widerstand  $R_c$  real und positiv zu machen, ist:

$$\frac{4R_p^2 C}{1 + (2\omega R_p C)^2} \leq L \leq \frac{1}{\omega^2 C} \quad (40).$$

Im allgemeinen liegt  $R_p$  auf einem Pegel von etwa  $10^3$   $((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}/\text{cm}^5)$  oder  $(\text{dyn} \cdot \text{s}/\text{cm}^5)$ , wobei  $c$  etwa  $10^{-4}$  beträgt  $(\text{cm}^5/(10^{-5} \text{ N}))$  oder  $(\text{cm}^5/\text{dyn})$ , wobei, da  $\omega$  die Kreisfrequenz der den Arterienpulswellen überlagerten Schwingungskomponente ist, die Kreisfrequenz  $\omega$  als größer als 10  $(\text{rad/s})$  betrachtet werden kann, weshalb der untere Grenzwert der Gleichung (40) betrachtet werden kann als  $1/\omega^2 C$ . Zur Vereinfachung kann  $L$  genähert werden durch:

$$L = \frac{1}{\omega^2 C} \quad (41),$$

woraufhin der Widerstand  $R_c$  wird zu:

$$R_c = \frac{L}{C R_p} \quad (42).$$

Unter Verwendung der Gleichungen (41) und (42) wird die Dämpfungskonstante  $\alpha$  in der Gleichung (15) wie folgt ausgedrückt:

$$\alpha = \frac{1}{C R_p} \quad (43).$$

Unter Verwendung der Gleichungen (41)-(43) und entweder  $\alpha$ ,  $\omega$  oder eines der vier Parameter, z. B.  $L$ , werden die anderen Parameter  $R_c$ ,  $R_p$  und  $C$  wie folgt ausgedrückt:

$$R_c = \alpha L \quad (44),$$

$$R_p = \frac{\omega^2 L}{\alpha} \quad (45),$$

$$C = \frac{1}{\omega^2 L} \quad (46).$$

Es ist klar, daß die Parameter des Modells schließlich festgelegt sind durch  $\alpha$ ,  $\omega$  und  $L$  auf der Grundlage der Gleichungen (44)-(46).

Hierbei können  $\alpha$  und  $\omega$  erhalten werden durch die wirklichen gemessenen Wellenformen der Speichenschlagaderpulswellen. Andererseits kann  $L$  aus dem Pulsschlagvolumen  $SV$  pro Pulsschlag (Herzschlag) berechnet werden.

Als nächstes wird der Prozeß der Berechnung von  $L$  auf der Grundlage des Pulsschlagvolumens  $SV$  erläutert. Zuerst ist der Durchschnitt  $E_{01}$  der Druckwelle an der Aorta ascendens gegeben durch

$$E_{01} = \frac{E_0 t_p + \frac{E_m t_{p1}}{2}}{t_p} \quad (47).$$

Andererseits stehen  $R_c$ ,  $R_p$ ,  $\alpha$ ,  $\omega$  und  $L$  über die folgende Gleichung in Beziehung:

$$R_c + R_p = \alpha L + \frac{\omega^2 L}{\alpha} = \frac{(\alpha^2 + \omega^2) L}{\alpha} \quad (48).$$

Als nächstes entspricht der mittlere Strom durch das 4-Parameter-Modell, d. h. der Wert des mittleren  $E_{01}$  dividiert durch  $(R_c + R_p)$  einem Mittelwert einer Blutströmung ( $SV/t_p$ ) in der Arterie, die durch die Herzschlagbewegung hervorgerufen wird. Somit gilt

$$\frac{SV}{t_p} = 1333.22 \cdot \frac{\alpha \left( E_0 t_p + \frac{E_m t_{p1}}{2} \right)}{(\alpha^2 + \omega^2) L t_p} \quad (49)$$

wobei (1333,22) der Koeffizient für die Umsetzung der Druckeinheit von (mmHg) nach (dyn/cm<sup>2</sup>) ist.

Die gegebene Gleichung (49) wird nach  $L$  aufgelöst, woraufhin folgendes erhalten werden kann, um  $L$  aus dem Pulsschlagvolumen  $SV$  zu berechnen.

$$L = 1333.22 \cdot \frac{\alpha \left( E_0 t_p + \frac{E_m t_{pl}}{2} \right)}{(\alpha^2 + \omega^2) SV} \quad (50).$$

Es ist möglich, die Induktivität L zu erhalten durch Messen der Blutströmungsrate, um den Wert entsprechend dem durchschnittlichen Strom:

$$\frac{1}{t_p} \left( E_0 t_p + \frac{E_m t_{pl}}{2} \right)$$

in der obigen Gleichung (49) zu ermitteln. Die bekannten Verfahren des Messens der Blutströmungsrate sind das Impedanzverfahren und das Doppler-Verfahren. Das Doppler-Verfahren kann entweder mittels Ultraschall oder mittels Laser durchgeführt werden.

#### (4) Erweiterung des elektrischen Modells

Als nächstes kann das in Fig. 12 gezeigte Modell erweitert werden, um die Druckveränderungen an den Orten von Chun, Guan und Chi zu betrachten, woraufhin eine in Fig. 26 gezeigte Schaltung erhalten wird.

In dieser Figur sind die Drücke an der Aorta Aszendenz, Chi, Guan und Chun ausgedrückt durch die allgemeinen Spannungen  $e_0(t)$ ,  $e_1(t)$ ,  $e_2(t)$ , bzw.  $e_3(t)$ , wobei die Induktivitäten  $L_1$ - $L_3$ , die die Trägheit des Blutes darstellen, die statischen elektrischen Kapazitäten  $C_1$ - $C_3$ , die die Gefäßnachgiebigkeit darstellen, und die Widerstände  $R_{c1}$ - $R_{c3}$ , die den Widerstand der Blutgefäße darstellen, zwischen den Spannungsmeßanschlüssen angeschlossen sind.

Ferner stellt der elektrische Widerstand  $R_p$  in Fig. 12 den Gefäßwiderstand in weiter distal angeordneten Blutgefäßen als das zu messende arterielle distale Blutgefäß dar. In dem in Fig. 26 präsentierten Modell entspricht daher der in Fig. 12 gezeigte elektrische Widerstand  $R_p$  der kombinierten Impedanz in den späteren Stufen der Schaltung. Wenn z. B. in Fig. 26 die kombinierte Impedanz auf der rechten Seite der gestrichelten Linie A-A' gleich dem elektrischen Widerstand  $R_p$  gesetzt wird, wird das Modell in Fig. 26 gleich



dem Modell in Fig. 12.

In dem in Fig. 26 gezeigten Erweiterungsmodell ist es daher möglich, die Werte der Elemente des Erweiterungsmodells zu erhalten mittels der gleichen Technik, die im Modell in Fig. 12 verwendet worden ist. Das heißt, wenn die kombinierte Impedanz auf der rechten Seite der gestrichelten Linie A-A' gleich dem elektrischen Widerstand  $R_p$  gesetzt wird, gemäß dem oben präsentierten Verfahren, werden die Parameter  $R_{c1}$ ,  $L_1$  und  $C_1$  auf der Grundlage der Wellenformen der allgemeinen Spannungen  $e_0(t)$  und  $e_1(t)$  erhalten wobei in ähnlicher Weise die Parameter  $R_{c2}$ ,  $L_2$  und  $C_2$  erhalten werden auf der Grundlage der Wellenformen der allgemeinen Spannungen  $e_1(t)$  und  $e_2(t)$ , und in ähnlicher Weise die Parameter  $R_{c3}$ ,  $L_3$ ,  $C_1$  und  $R_{p3}$  erhalten werden auf der Grundlage der Wellenformen der allgemeinen Spannungen  $e_2(t)$  und  $e_3(t)$ .

In der obigen Erläuterung wird angenommen, daß die Wellenformen, die den allgemeinen Spannungen  $e_1(t)$ - $e_3(t)$  entsprechen, direkt den Blutdruck an der Quelle präsentieren. In der Praxis jedoch ändern sich die Wellenformen, die in den Blutgefäßen des Untersuchten erzeugt werden, während sie sich durch die Muskeln, Fettgewebe und Haut des Untersuchten ausbreiten, bevor sie von den Beanspruchungsmeßvorrichtungen 255-254 erfaßt werden.

Um eine genauere Analyse auszuführen, ist es daher erforderlich, die Druckwellenformen zu betrachten. Es wird vorgeschlagen, daß es in einem solchen Fall angemessen wäre, Druckwellenform-Transformationsschaltungen 270-272 vorzusehen, wie in Fig. 26 gezeigt ist. In der Schaltung 270 bezeichnet das Bezugszeichen 273 eine Spannungsfolgerschaltung; 274, 275 sind elektrische Widerstände und 276 ist ein Kondensator. Die elektrischen Widerstände 274, 275 simulieren den Blutdruckabfall zwischen der Beanspruchungsmeßvorrichtung 254 und dem Ort, der dem Chi der Arterie des Untersuchten entspricht. Der elektrische Widerstand 275 und der Kondensator 276 simulieren die Frequenzantwort, d. h. das Abklingen der Hochfrequenz-Wellenformen. Die Spannungsfolgerschaltung 273 ist vor dem elektrischen Widerstand 274 vorgesehen, da angenommen wird, daß die Wirkungen der Muskeln, der Fettgewebe und der Haut auf die Arterie selbst

gering sind.

In diesem Modell wird die Spannung  $e_1(t)$  durch die Druckwellenform-Transformationsschaltung 270 transformiert und erfaßt als  $e_1'(t)$ . Um die korrekte Wellenform der Spannung  $e_1$  zu erhalten, ist es daher erforderlich, die Konstanten für jedes Element in der Druckwellenform-Transformations-schaltung 270 zu erhalten. Dies ist möglich durch Anlegen von Tonsignalen verschiedener Frequenzen und Wellenformen an den Arm des Untersuchten und Analysieren der Dämpfung und der Änderungen solcher Tonsignale. Das heißt, da die Konfiguration der Schaltung der Druckwellenform-Transforma-tionsschaltung 270 die gleiche ist wie bei dem in Fig. 12 gezeigten Modell, kann das gleiche Verfahren verwendet werden. Hierbei ist zu beachten, daß die Werte in der Schaltung 270 nicht fest sind und sich entsprechend den Fingerdrücken des Untersuchers ändern; daher werden vorzugsweise die Ergebnisse des Anlegens verschiedener Tonsignale unter veränderlichem Fingerdruck auf dem Arm des Untersuchten aufgezeichnet, um somit die Konstanten zu verschiedenen Preßdrücken in Beziehung zu setzen.

Die obigen Beschreibungen bieten eine Erläuterung der Beziehung zwischen den Speichenschlagaderwellenformen, dem Herzschlagvolumen und den jeweiligen Elementen im elektrischen Modell. Der Mikrocomputer 204 (siehe Fig. 10) berechnet die Werte der Parameter im Modell entsprechend der Beziehung, die im vorangehenden präsentiert worden ist.

## Kapitel 2-2: Operation der Vorrichtung

Die Fig. 15 bis 19 zeigen Flußdiagramme für die Operation der Wellenform-analysevorrichtung. Fig. 20 zeigt die Wellenformen der Speichenschlagader, die durch den Mittelungsprozeß erhalten werden, während Fig. 21 den Vergleich zeigt zwischen den Speichenschlagaderwellenformen W1, die durch den Mittelungsprozeß erhalten werden, und den Speichenschlagader-wellenformen W2, die durch die Parameterberechnung erhalten werden. Die folgenden Erläuterungen beziehen sich auf diese Figuren.

### Kapitel 2-2-1: Gewöhnliche Berechnungsprozedur

### (1) Lesen von Pulswellendaten

Die Berechnung der Kreislauf-Dynamikparameter wird durchgeführt durch: Anbringen des Manschettengurtes S2 am Untersuchten, wie in Fig. 11 gezeigt; Anbringen des Pulswellensensors S1 an der Hand des Untersuchten; Niederdrücken des Schalters 266a (siehe Fig. 25); und Eingeben verschiedener Befehle über die Tastatur 205. In Reaktion auf diese Befehle sendet der Mikrocomputer 204 einen Befehl zum Starten der Messungen der Pulswellen an die Pulswellenerfassungsvorrichtung 201. Die Pulswellenerfassungsvorrichtung 201 empfängt die Speichenschlagaderpulswellensignale über die Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252-254, wobei die sequentiellen digitalen Signale, die die Speichenschlagaderpulswellen darstellen, vom A/D-Umsetzer 203 ausgegeben werden, und wobei der Mikrocomputer 204 die Ablesungen für eine festgesetzte Zeitperiode (etwa eine Minute) aufnimmt. Somit akkumuliert der Mikrocomputer 204 sequentielle digitale Signale von mehreren Wellenformen des Pulses.

### (2) Mittelungsprozeß

Anschließend berechnet der Mikrocomputer 204 eine mittlere Wellenform während einer Ein-Minuten-Periode auf der Grundlage der mehreren Wellenformen der Speichenschlagader und speichert diese Wellenformen als repräsentative Wellenform der Speichenschlagader im internen Speicher (Schritt S1). Gleichzeitig wird eine Mittelung der Fingerdrücke durchgeführt, die über den Dekrementierer 267 (siehe Fig. 25) erfaßt werden. Eine repräsentative Wellenform W1 der Speichenschlagader, die im Speicher gespeichert ist, ist in Fig. 20 gezeigt.

### (3) Herzschlagvolumenberechnung

Wenn der obige Mittelungsprozeß abgeschlossen ist, sendet der Mikrocomputer 204 einen Befehl aus, um die Herzschlagvolumenermittlungsvorrichtung 202 zu aktivieren. Die Ergebnisse der Meßdaten pro Pulsschlag werden an den Mikrocomputer 204 weitergeleitet (Schritt S2).

### (4) Parameterberechnungsprozeß

Anschließend rückt die Verarbeitung durch den Mikrocomputer 204 zum Schritt S3 vor und führt die Parameterberechnungsroutine aus, deren Flußdiagramme in den Fig. 16 und 17 gezeigt sind. Mit der Ausführung dieser Routine wird die Routine für die Berechnung von  $\alpha$  und  $\omega$  (Schritte S109 und S117), die in Fig. 18 gezeigt ist, für jeweils die Stellen Chun, Guan und Chi ausgeführt. Mit der Ausführung dieser Berechnungsroutinen für  $\alpha$  und  $\omega$  wird die  $\omega$ -Berechnungsroutine ausgeführt (Schritt S203). Um die Erläuterung zu vereinfachen, wird angenommen, daß die Druckwellenformen, die den elektrischen Spannungen  $e_1(t)$ - $e_3(t)$  in Fig. 26 entsprechen, direkt von den Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252-254 erhalten werden.

Es folgt eine Erläuterung der obenbeschriebenen Routinen.

Zuerst untersucht der Mikrocomputer 204 die Speichenschlagaderwellenformen pro Pulsschlag im Speicher und ermittelt den ersten Punkt  $P_1$  bezüglich der Zeit  $t_1$  und den Blutdruckpegel  $y_1$ , die dem maximalen Blutdruck entsprechen; den zweiten Punkt  $P_2$  bezüglich der Zeit  $t_2$  und den Blutdruckpegel  $y_2$ , die dem vorübergehenden Abfall des Blutdrucks entsprechen; und den dritten Punkt  $P_3$  bezüglich der Zeit  $t_3$  und den Blutdruck  $y_3$ , die dem nächsten Anstieg des Blutdrucks entsprechen. Ferner ermittelt der Mikrocomputer 204 die Zeitdauer  $t_p$ , den minimalen Blutdruckwert  $E_{\min}$  (der dem ersten Term der jeweiligen Gleichungen (3) und (4) entspricht) bezüglich eines Pulsschlages der Speichenschlagaderwellenformen im Speicher (Schritt S101). Die obige Verarbeitung erzeugt die folgenden Daten, die z. B. für die Parameterberechnung erforderlich sind.

Erster Punkt:	$t_1 = 0,104 \text{ s}, y_1 = 123,4 \text{ mmHg}$
Zweiter Punkt:	$t_2 = 0,264 \text{ s}, y_2 = 93,8 \text{ mmHg}$
Dritter Punkt:	$t_3 = 0,380 \text{ s}, y_3 = 103,1 \text{ mmHg}$
Pulsdauer:	$t_p = 0,784 \text{ s}$
minimaler Druck:	$E_{\min} = 87,7 \text{ mmHg}$
Pulsschlagvolumen:	$SV = 103,19 \text{ cm}^3/\text{Pulsschlag}$

Wenn in diesem Fall die Pulswellenform so beschaffen ist, daß es schwierig ist, den zweiten Punkt  $P_2$  vom dritten Punkt  $P_3$  zu unterscheiden, werden die

Zeitpunkte für den Punkt  $P_2$  und  $P_3$  gewählt zu

$$t_2 = 2t_1, t_3 = 3t_1,$$

wobei der Blutdruckwert an diesen Punkten ermittelt wird.

Um die Berechnungen zu vereinfachen, werden unter Verwendung des Wertes des Blutdrucks  $y_0$  am Punkt A, der in Fig. 22 gezeigt ist,  $y_1$  bis  $y_3$  in den Schritten S102, S103 normalisiert, wobei der Anfangswert von B im Schritt S104 ermittelt wird zu:

$$\frac{y_0}{2} - 0.1$$

Als nächstes werden die optimalen Werte von B,  $t_b$ ,  $\alpha$  und  $\omega$  durch die folgenden Schritte erhalten.

(a) Zuerst wird B variiert zwischen  $y_0/2$  bis  $y_0$ , und wird gleichzeitig variiert zwischen  $t_p/2$  bis  $t_p$  in einem Intervall von  $+0,1$ , wobei die Werte von B,  $t_b$ ,  $\alpha$  und  $\omega$  so ermittelt werden, daß  $v_p(t_1) - y_1$ ,  $v_p(t_2) - y_2$  und  $v_p(t_3) - y_3$  minimiert werden.

(b) Für die Werte von B,  $t_b$ ,  $\alpha$  und  $\omega$  werden die Werte von b,  $t_b$ ,  $\alpha$  und  $\omega$  so ermittelt, daß die Werte von  $v_p(t_1) - y_1$ ,  $v_p(t_2) - y_2$  und  $v_p(t_3) - y_3$  minimiert werden.

(c) Auf der Grundlage der Werte von B und  $t_b$  werden die Schritte (a) und (b) innerhalb des Bereiches von B wiederholt

$$B \pm 0,05, t_b \pm 0,05.$$

(d) Im obigen Prozeß (a), (b) und (c) wird der Wert von  $\alpha$  in Inkrementen von 0,1 zwischen 3 bis 10 inkrementiert, um die optimalen Werte für  $\omega$  für jedes  $\alpha$  zu berechnen. Die Werte von  $\omega$  für  $\alpha$  werden so ermittelt, daß

$$\frac{dv_p(t_2)}{dt} = 0$$

gilt, mittels des binären Verfahrens (siehe Fig. 10). Ferner werden die Werte von  $v_p$  mit dem Anfangswert von  $v_{01} = 0$  berechnet.

Gemäß der obigen Prozedur werden die folgenden Beispielwerte ermittelt.

$$\alpha = 4,2 \text{ (s}^{-1}\text{)}; \omega = 24,325 \text{ (rad/s)};$$

$$B = 27,2 \text{ (mmHg)}; t_b = 0,602 \text{ (s)}$$

(e) Anschließend werden die Werte von  $t_{p1}$ ,  $E_m$  und  $E_0$  berechnet anhand der Gleichungen (28)-(30) und (44)-(46) in den Schritten S123, S124. Die Ergebnisse dieses Beispiels sind im folgenden gezeigt.

$$t_{p1} = 0,588 \text{ (s)}$$

$$E_m = 46,5 \text{ mmHg}$$

$$E_0 = 90,3 \text{ mmHg}$$

(f) Anschließend werden unter Verwendung der Gleichung (50) der Wert von  $L$  aus der Pulsschlagvolumenrate im Schritt S125 und die übrigen Parameter aus den Gleichungen (44)-(46) im Schritt S126 erhalten. Die folgenden Beispielwerte werden erhalten.

$$L = 7,021 \quad ((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5) \text{ oder } (\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$$

$$C = 2,407 \cdot 10^{-4} \quad (\text{cm}^5/(10^{-5} \text{ N})) \text{ oder } (\text{cm}^5/\text{dyn})$$

$$R_c = 29,5 \quad ((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5) \text{ oder } (\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$$

$$R_p = 989,2 \quad ((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5) \text{ oder } (\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$$

Ferner wird der Gesamtgleichstromwiderstand- (Durchschnitts)-Wert TPR (Gesamtperipheriewiderstand) mit der folgenden Gleichung erhalten.

$$\text{TPR} = R_c + R_p = 1018,7 \quad ((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5) \text{ oder } (\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$$

(5) Ausgangsverarbeitung

Wenn die obenbeschriebene Parameterverarbeitung abgeschlossen ist, gibt der Mikrocomputer 204 die Werte von  $L$ ,  $C$ ,  $R_c$  und  $R_p$  aus der Ausgabevorrichtung im Schritt S4 aus. Das heißt, für jede Wellenform von den Sektionen Chun, Guan, Chi werden die obigen Berechnungsprozesse durchgeführt, wobei die Werte der Parameter  $L_1$  bis  $L_3$ ,  $C_1$  bis  $C_3$ ,  $R_{c1}$  bis  $R_{c3}$ , die in Fig. 26 gezeigt sind, erhalten werden.

Zur Bestätigung werden die berechneten Parameterwerte in die Gleichung (40) eingegeben, woraufhin

$$6,696 \leq L \leq 7,021$$

erhalten wird, wobei die Näherung durch Gleichung (41) als angemessen erscheint. Wie in Fig. 21 gezeigt, sind ferner die aus den Parameterwerten berechneten Speichenschlagaderwellenformen denjenigen sehr ähnlich, die aktuell beobachtet werden durch Mittelung über eine Ein-Minuten-Periode.

#### Kapitel 2-2-2: Kontinuierliche Berechnung

Das Pulswellenanalysemittel ist mit einem Zeitgeber versehen, wobei es möglich ist, die Kreislauf-Dynamikparameter kontinuierlich über eine verlängerte Zeitperiode zu messen. Um kontinuierliche Messungen durchzuführen, gibt der Untersucher einen Befehl für eine kontinuierliche Messung über die Tastatur 205 ein. Wenn der resultierende Schritt S4 (Ausgabeprozess), der in Fig. 15 gezeigt ist, abgeschlossen ist, wird der Zeitgeber zurückgesetzt, wobei nach Verstreichen einer Beruhigungszeit die Schritte ausgehend von S1 erneut aufgeführt werden, die Parameter in Schritt S3 berechnet werden und die Ergebnisse auf einem Aufzeichnungsmedium in Schritt S4 aufgezeichnet werden. Durch Wiederholen dieses Prozesses werden kontinuierliche Berechnungen der Parameter durchgeführt.

Der Untersucher kann den Fingerdruck geeignet ändern nach jedem Verstreichen einer festgesetzten Zeitperiode. Das heißt, in einer allgemeinen Pulsuntersuchung ändert der Untersucher seinen Fingerdruck geeignet, um Informationen über verschiedene Dinge zu erhalten, weshalb die vorliegende Ausführungsform auch in Verbindung mit einer solchen Untersuchungsprozedur verwendet werden kann. Hierdurch wird es möglich, verschiedene

Daten gemäß den verschiedenen Fingerdrücken zu erhalten.

### Kapitel 2-3: Variationen

Die folgenden Variationen können praktiziert werden.

#### Variation (i)

Die Kreislauf-Dynamikparameter für die Speichenschlagader können erhalten werden ohne Messen des Pulsschlagvolumens und unter der Annahme des Wertes von  $L$ . Um die Senkung der Berechnungsgenauigkeit auszugleichen, kann die Pulswellenanalysevorrichtung so konfiguriert sein, daß sie eine überlappende Anzeige der berechneten und der gemessenen Speichenschlagaderwellenformen aufweist, wie in Fig. 21 gezeigt ist, und den Untersucher veranlaßt, verschiedene Werte von  $L$  einzugeben. Dadurch führt der Untersucher einen Versuch-Irrtum-Prozeß zur Optimierung des Wertes  $L$  durch, um eine Übereinstimmung der zwei Wellenformen zu erhalten.

#### Variation (ii)

Als Modell der Speichenschlagaderwellenform, eine in Fig. 23 gezeigte Wellenform, kann eine Stufe-Rampe-Wellenform anstelle einer dreieckigen Wellenform gewählt werden. Diese Form liegt näher an der wirklichen Wellenform als die dreieckige Wellenform, wobei eine genauere Darstellung der Kreislauf-Dynamikparameter erhalten werden kann.

#### Variation (iii)

Im vorangehenden wurden die Dynamikparameter erhalten mittels Gleichungen und Berechnungen, wobei die Wellenformen simuliert werden können durch Variieren der Parameter innerhalb von Bereichen mittels einer Simulationsschaltung, und wobei die Parameter, die die gemessenen Wellenformen am genauesten repräsentieren, ausgegeben werden können. In diesem Fall können komplexere elektrische Modelle für das arterielle System und für die Druckwellenformen für die Aorta ascendens gewählt werden, um eine genauere Darstellung der wirklichen Leistungsfähigkeit zu erhalten, wobei die



Meßgenauigkeit verbessert werden kann.

#### Variation (iv)

Die Meßstellen für die Speichenschlagader und das Pulsschlagvolumen sind nicht auf die in Fig. 11 gezeigten Stellen beschränkt. Durch Vorsehen eines Blutdrucksensors am Gummihandschuh 251 können z. B. sowohl die Speichenschlagaderwellenformen als auch das Pulsschlagvolumen gleichzeitig ermittelt werden. In diesem Fall muß der Untersuchte nicht die Ärmel hochkrempeln, wobei dies in bestimmten Fällen bequemer ist.

In ähnlicher Weise kann die Pulsschlagvolumen-Ermittlungsvorrichtung am Arm, an der Hand oder am Finger des Arms angeordnet sein, der dem Pulsnahmearm gegenüberliegt.

#### Variation (v)

Im vorangehenden wurde zur Vereinfachung der Erläuterung angenommen, daß die Wellenformen, die den Spannungen  $e_1$ - $e_3$  entsprechen, direkt von den Beanspruchungsmeßvorrichtungen 252-254 erhalten werden, jedoch ist es zulässig, unter Verwendung eines Modells zu untersuchen, das das Modell für die Druckwellenform-Transformationsschaltungen 270-272 enthält.

### Kapitel 3: Diagnosegerät auf der Grundlage von Verzerrungen der Pulswellenformen

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Diagnosegerät, das optional für eine in diesem Kapitel beschriebene Pulswellenanalyse angepaßt werden kann.

Im folgenden wird ein Diagnosegerät gemäß einer dritten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung erläutert. Dieses Gerät ermittelt zuerst die Verzerrungen der erfaßten Pulswellenformen, die von einem Untersuchten erhalten werden.

Die Verzerrung der Wellenformen bezieht sich auf Abweichungen von der

"normalen" Pulswellenform eines lebenden Körpers; wobei die Form offensichtlich in Beziehung steht zu den Zuständen des lebenden Körpers, weshalb Berechnungen der Verzerrungen der Wellenformen als ein hervorragender Leitfaden für Diagnosen dienen.

Wie in diesem Kapitel später beschrieben wird, stehen die Wellenformverzerrungen ferner in Beziehung zu den Kreislauf-Dynamikparametern, die im Kapitel 2 beschrieben sind, so daß Berechnungen der Wellenformverzerrungen auch als Indikatoren für die Kreislauf-Dynamikparameter dienen und ermöglichen, eine Diagnose auf der Grundlage berechneter Verzerrungen durchzuführen.

In diesem Kapitel wird die Beziehung zwischen Wellenformverzerrungen und Wellenformtypen/Kreislaufdynamikeigenschaften zuerst erläutert, woraufhin eine Darstellung eines Diagnosegerätes einer dritten Ausführungsform, welches diese Beziehung nutzt, sowie einer Variation der dritten Ausführungsform folgen.

Kapitel 3-0: Beziehung zwischen Verzerrung, Pulswellenform und Dynamikparametern

Bevor die Operationen der Pulswellendiagnosevorrichtung dieser Erfindung erläutert werden, wird die Beziehung zwischen der Wellenformverzerrung, der Pulswellenform und der Kreislauf-Dynamikparameter mit Bezug auf die Zeichnungen erläutert, die auf der Grundlage der Erfahrung des Erfinders zur Verfügung stehen.

In der folgenden Ausführungsform ist der Verzerrungsfaktor  $d$  wie folgt definiert:

$$d = \frac{\sqrt{Q_2^2 + Q_3^2 + \dots + Q_n^2}}{Q_1}$$

wobei in der Fourier-Analyse der Pulswellen

$Q_1$  die Amplitude der Grundwelle ist;

$Q_2$  die Amplitude der zweiten Oberwelle ist; und

$Q_n$  die Amplitude der n-ten Oberwelle ist.

### Kapitel 3-0-1: Beziehung zwischen der Wellenformverzerrung und der Wellenform

Zuerst wird die Beziehung zwischen der Wellenformverzerrung und den Wellenformen der Pulswellen erläutert.

Aus einer Vielzahl von Formen von Pulswellenformen sind diejenigen, die typischerweise definiert sind als Ping-Mai-Typ-, Hua-Mai-Typ- und Xuan-Mai-Typ-Wellenformen, in Fig. 31(A), (B) und (C) gezeigt. Die Graphen zeigen den Blutdruck BP in mmHg, auf der Vertikalachse angetragen, und die Zeit in Sekunden, auf der Horizontalachse angetragen.

Ping-Mai ist die typische Form eines gesunden Erwachsenen, wobei die in Fig. 31(A) gezeigte Wellenform von einem 34-jährigen Mann stammt. Die Ping-Mai-Typ-Wellenform ist charakterisiert durch eine sanfte Doppelspitzenwellenform mit einem regelmäßigen Rhythmus und ist frei von Unregelmäßigkeiten.

Hua-Mai wird hervorgerufen durch hämodynamische Unregelmäßigkeiten, und ist symptomatisch für eine Krankheit, die einen schnellen Pulsschlag des Herzens hervorruft. Ein typisches Beispiel, das in Fig. 31(B) gezeigt ist, stammt von einem 28-jährigen männlichen Patienten. Die Hua-Mai-Typ-Wellenform ist charakterisiert durch einen schnellen Anstieg und Abfall des Blutdrucks, und durch die steil ansteigende und fallende zweite Spitze.

Xuan-Mai wird hervorgerufen durch Gefäßverhärtung und ist symptomatisch für eine Krankheit, die Leber- und Nierenbeschwerden umfaßt. Diese Wellenform ist begleitet von Spannungen im autonomen Nervensystem, die eine Versteifung der Wände der Blutgefäße hervorrufen, wobei die Blutpulschläge nicht geeignet in der Pulswellenform widerspiegelt werden können. Ein typisches Beispiel ist in Fig. 31(C) gezeigt, das von einem 34-jährigen männlichen Patienten aufgenommen ist. Die Xuan-Mai-Typ-Wellenform ist charakterisiert durch einen schnellen Anstieg, gefolgt von einem allmählichen Abfall im Blutdruck über eine Zeitperiode.

Fig. 32 ist ein Balkengraph, der die Variationen des Verzerrungsfaktors  $d$  in Hua-Mai-, Ping-Mai- und Xuan-Mai-Wellenformen zeigt, und zeigt die analytischen Ergebnisse vieler Untersuchungen (21 Fälle von Hua-Mai, 35 Fälle von Ping-Mai, 22 Fälle von Xuan-Mai).

Es zeigt sich, daß im Ping-Mai-Typ der pulsierende Druck um einen Verzerrungsfaktor  $d$  bei 0,907 mit einer Abweichung von  $\pm 0,05$  zentriert ist; im Hua-Mai-Typ der Verzerrungsfaktor  $d$  größer ist als derjenige des Ping-Mai-Typs bei 1,013 mit einer Abweichung von  $\pm 0,148$ ; und im Xuan-Mai-Typ der Verzerrungsfaktor  $d$  der kleinste der drei Typen ist und um 0,734 zentriert ist mit einer Abweichung von  $\pm 0,064$ .

Die statistische Signifikanz der Verzerrungsfaktoren der Wellenformtypen wurde mittels T-Test analysiert, wobei festgestellt wurde, daß die Differenzen der Wellenformen statistisch signifikant waren mit einer Unsicherheit von weniger als 0,05.

Kapitel 3-0-2: Beziehung zwischen Wellenformverzerrung und Kreislaufparametern

Als zweites wird die Beziehung zwischen der Wellenformverzerrung und den in Kapitel 2-1-1 beschriebenen Kreislauf-Dynamikparametern erläutert.

Die Beziehungen des Verzerrungsfaktors  $d$  zu den Kreislauf-Dynamikparametern sind in den Figuren 33 bis 36 gezeigt. Diese Daten wurden aus einem Experiment mit 120 Fällen entnommen. Fig. 33 zeigt die Beziehung des Verzerrungsfaktors  $d$  zum proximalen Gefäßwiderstand  $R_c$ , die mathematisch ausgedrückt wird durch:

$$R_c = 58,68 \cdot d^{-0,394}$$

wobei der Korrelationskoeffizient  $r = -0,807$  ist.

Fig. 34 zeigt die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  und dem distalen Gefäßwiderstand  $R_p$ , die wie folgt ausgedrückt wird:

$$R_p = 2321 \cdot e^{-0,615d}$$

wobei der Korrelationskoeffizient  $r = -0,418$  ist.

Fig. 35 zeigt die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  und dem Moment  $L$ , die ausgedrückt wird durch:

$$L = 162,8 \cdot e^{-2,585d}$$

wobei der Korrelationskoeffizient  $r = -0,774$  ist.

Fig. 36 zeigt die Beziehung zwischen dem Verzerrungsfaktor  $d$  zur Nachgiebigkeit  $C$ , die ausgedrückt wird durch:

$$C = 10^{-4} (-1,607 + 3,342 \cdot d)$$

wobei der Korrelationskoeffizient  $r = 0,764$  ist.

Kapitel 3-0-3: Beziehung zwischen den Kreislaufparametern und der Wellenform

Im folgenden wird die Beziehung zwischen den Kreislaufparametern und der Wellenform erläutert.

Die Fig. 37 bis 40 sind Balkengraphen, die die vier Kreislauf-Dynamikparameter für drei Wellenformtypen zeigen: Hua-Mai, Ping-Mai und Xuan-Mai. Fig. 37 zeigt den proximalen Widerstand  $R_c$  für die drei Wellenformtypen. Der Widerstand ist am kleinsten im Hua-Mai-Typ bei  $47,048 \pm 18,170 (10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s/cm}^5$  ( $\text{dyn} \cdot \text{s/cm}^5$ ). Der nächstkleinste ist der Widerstand im Ping-Mai-Typ bei  $92,037 \pm 36,494 (10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s/cm}^5$  ( $\text{dyn} \cdot \text{s/cm}^5$ ). Der größte Widerstand tritt im Xuan-Mai-Typ auf bei  $226,093 \pm 61,135 (10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s/cm}^5$  ( $\text{dyn} \cdot \text{s/cm}^5$ ).

Fig. 38 zeigt den distalen Sektionswiderstand  $R_p$  für die drei Wellenformtypen. In diesem Fall weist der Hua-Mai-Typ den kleinsten Widerstand auf bei  $1182,1 \pm 176,7 (10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s/cm}^5$  ( $\text{dyn} \cdot \text{s/cm}^5$ ); gefolgt vom Ping-Mai-Typ mit  $1386,5 \pm 228,3 (10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s/cm}^5$  ( $\text{dyn} \cdot \text{s/cm}^5$ ); und dem Xuan-Mai-Typ, der den größten Widerstand mit  $1583,0 \pm 251,0 (10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s/cm}^5$  ( $\text{dyn} \cdot \text{s/cm}^5$ ) aufweist.

Fig. 39 zeigt das Moment  $L$  des Blutflusses für die drei Wellenformtypen. Das

Moment ist am kleinsten im Hua-Mai-Typ bei  $10,337 \pm 2,609 ((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$  oder  $(\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$ ; gefolgt von demjenigen im Ping-Mai-Typ bei  $16,414 \pm 4,604 ((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$  oder  $(\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$ ; wobei das größte L auftritt in Xuan-Mai-Typ bei  $27,550 \pm 5,393 ((10^{-5} \text{ N}) \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$  oder  $(\text{dyn} \cdot \text{s}^2/\text{cm}^5)$ .

Fig. 40 zeigt die Nachgiebigkeit C für die drei Wellenformtypen. Die größte Nachgiebigkeit tritt auf beim Hua-Mai-Typ mit  $(2,030 \pm 0,554) \cdot 10^{-4} (\text{cm}^5/(10^{-5} \text{ N}))$  oder  $(\text{cm}^5/\text{dyn})$ ; gefolgt vom Ping-Mai-Typ mit  $(1,387 \pm 0,311) \cdot 10^{-4} (\text{cm}^5/(10^{-5} \text{ N}))$  oder  $(\text{cm}^5/\text{dyn})$ ; wobei der Xuan-Mai-Typ die kleinste Nachgiebigkeit aufweist mit  $(0,894 \pm 0,207) \cdot 10^{-4} (\text{cm}^5/(10^{-5} \text{ N}))$  oder  $(\text{cm}^5/\text{dyn})$ . Die Nachgiebigkeitswerte C für die drei Typen von Wellenformen scheinen den anderen Parametern entgegengesetzt zu sein, jedoch wird die Reihenfolge der Parameter für alle Wellenformen gleich, wenn invertierte Werte  $1/C$  der Nachgiebigkeitswerte verwendet werden. Die Beziehung zwischen den Dynamikparametern und den drei Wellenformtypen wurde dem T-Test unterworfen, wobei die Ergebnisse statistisch signifikant waren mit einer Unsicherheit von weniger als 0,05.

### Kapitel 3-1: Diagnosegerät auf der Grundlage der Wellenformen

Als nächstes wird das Diagnosegerät (i) der dritten Ausführungsform erläutert. Dieses Gerät berechnet die Verzerrung anhand der Meßdaten der Pulswellenformen, beurteilt die Form auf der Grundlage der Verzerrung und stellt eine Diagnose auf der Grundlage der Wellenformen.

Fig. 27 ist ein Blockschaltbild, das die Struktur dieses Gerätes (i) zeigt. Das Bezugszeichen 311 bezeichnet eine Pulswellenerfassungsvorrichtung, während Fig. 28 das Verfahren der Erfassung zeigt. In Fig. 28 bezeichnet S1 einen Drucksensor zum Erfassen der Speichenschlagaderwellenformen eines Untersuchten. Das Bezugszeichen S2 bezeichnet einen Manschetten-gurt, der am Oberarm getragen wird, um den Blutdruck zu messen. Die Pulswellenerfassungsvorrichtung 311 modifiziert die Speichenschlagaderwellenformen mittels des Blutdrucks und gibt die Ergebnisse als analoge elektrische Signale aus. In Fig. 27 bezeichnet das Bezugszeichen 313 einen A/D-Umsetzer zum Umsetzen der von der Pulswellenerfassungsvorrichtung 311 ausgegebenen Analogsignale in Digitalsignale. Das Bezugszeichen 314

bezeichnet einen Verzerrungsberechner, die einen Fourier-Analysator 315 und eine Verzerrungsberechnungsvorrichtung 317 umfaßt. Der Fourier-Analysator 315 enthält einen Mikrocomputer und weiteres, wobei die analytischen Programme für die Fourier-Analyse in Speichern wie z. B. einem ROM gespeichert sind. Der Fourier-Analysator 315 analysiert die vom A/D-Umsetzer 313 ausgegebenen digitalen Signale und gibt die Amplitude  $Q_1$  der Grundwellenform, die Amplitude  $Q_2$  der zweiten Oberwelle, ... und die Amplitude  $Q_n$  der n-ten Oberwelle aus. Der Wert von n wird geeignet bestimmt in Abhängigkeit von der Amplitude der n-ten Oberwellenverzerrung.

Der Verzerrungsberechner 317 berechnet den Wert der Verzerrung auf der Grundlage der ausgegebenen Amplituden  $Q_1$ ,  $Q_2$  und  $Q_n$ . Der Verzerrungswert d wird erhalten aus dem Ausdruck:

$$d = \frac{\sqrt{Q_2^2 + Q_3^2 + \dots + Q_n^2}}{Q_1}$$

Das Bezugszeichen 319 bezeichnet einen Wellenformanalysator, der die Form der Wellenformen auf der Grundlage des vom Verzerrungsberechner 314 ausgegebenen Verzerrungsfaktors D ermittelt, so daß gilt:

$1,161 > d > 0,960$  definiert den Hua-Mai-Typ;

$0,960 > d > 0,854$  definiert den Ping-Mai-Typ; und

$0,798 > d > 0,670$  definiert den Xuan-Mai-Typ.

Der Wellenformanalysator 319 gibt entweder die Ergebnisse der Ermittlung des Wellenformtyps gemäß den obigen Definitionen aus, oder zeigt auf einer Ausgabevorrichtung 321 an, oder druckt aus, daß ein Wellenformtyp unbestimmt ist.

In diesem Fall wird das in Kapitel 1 präsentierte Diagnosegerät für die Diagnose verwendet, durch Speichern von Daten (mögliche Krankheit), die die Wellenformen in Beziehung setzen zu den Zuständen des lebenden Körpers, in der Wissensdatenbank 26, und Auslesen von Daten (d. h. Diagnosen), die den Ergebnissen entsprechen, die vom Wellenformanalysa-

tor 319 der dritten Ausführungsform erhalten werden.

### Kapitel 3-2: Diagnosegerät auf der Grundlage der Kreislaufparameter

Als nächstes wird das Diagnosegerät (ii) der dritten Ausführungsform erläutert. Dieses Gerät berechnet die Verzerrung anhand der Meßdaten der Pulswellen; berechnet die Kreislaufparameter anhand der Verzerrung; und stellt eine Diagnose auf der Grundlage dieser Parameter.

Das Gerät (ii) ist in Fig. 29 gezeigt. In Fig. 29 sind diejenigen Komponenten, die die gleichen sind wie in dem in Fig. 27 gezeigten Gerät (i), mit den gleichen Bezugszeichen versehen, wobei deren Beschreibungen weggelassen werden.

Das Bezugszeichen 323 bezeichnet einen Kreislauf-Dynamikparameter-Berechner, der die Werte des proximalen Sektionswiderstands  $R_c$ , des distalen Sektionswiderstands  $R_p$ , des Moments  $L$  und der Nachgiebigkeit  $C$  auf der Grundlage der Werte des Verzerrungsfaktors  $d$  berechnet, der vom Verzerrungsberechner 314 berechnet worden ist. Die Kreislauf-Dynamikparameter werden anhand der folgenden Ausdrücke berechnet.

$$R_c = 58,68 \cdot d^{-0,394}$$

$$R_p = 2321 \cdot e^{-0,615d}$$

$$L = 162,8 \cdot e^{-2,585d}$$

$$C = 10^{-4} (-10697 + 3,342 \cdot d)$$

Die Einheiten sind die gleichen wie in den vorherigen Ausdrücken in Kapitel 2-1-1.

Wie oben erläutert worden ist, ist es unter Verwendung der Beziehungsgleichungen möglich, die Kreislaufdynamikparameter ohne Verwendung der in Kapitel 2 beschriebenen Pulswellenanalysevorrichtung zu berechnen. Es ist klar, daß die berechneten Dynamikparameter auch auf die in Kapitel 1 beschriebene erste Ausführungsform anwendbar sind.



Der Dynamikparameterberechner 323 ermittelt den Wellenformtyp auf der Grundlage der Dynamikparameter.

In diesem Gerät (ii) ist der Hua-Mai-Typ definiert durch:

$$28,878 < R_c < 65,281$$

$$1005,4 < R_p < 1358,5$$

$$7,641 < L < 12,994 \text{ und}$$

$$1,476 \cdot 10^{-4} < C < 2,584 \cdot 10^{-4},$$

während der Ping-Mai-Typ definiert ist durch:

$$55,543 < R_c < 128,531$$

$$11058,2 < R_p < 1614,8$$

$$11,180 < L < 21,018 \text{ und}$$

$$1,076 \cdot 10^{-4} < C < 1,698 \cdot 10^{-4},$$

und der Xuan-Mai-Typ definiert ist durch

$$164,958 < R_c < 287,228$$

$$1332,0 < R_p < 18,340$$

$$22,157 < L < 32943 \text{ und}$$

$$0,612 \cdot 10^{-4} < C < 1,026 \cdot 10^{-4}.$$

Der Dynamikparameterberechner 323 gibt die Ergebnisse der Ermittlung über eine Ausgabevorrichtung 321 aus.

Es ist offensichtlich, daß die definierten Wellenformtypen als Parameter auch auf die erste Ausführungsform anwendbar sind.

Kapitel 3-3: Diagnosegerät auf der Grundlage der Wellenformen und Parameter

Als nächstes wird das Gerät (iii) der dritten Ausführungsform erläutert. Dieses Gerät berechnet die Verzerrung anhand der Meßdaten der Pulswellen; berechnet anhand der Verzerrung die Kreislaufparameter und ermittelt den Wellenformtyp; und stellt eine Diagnose auf der Grundlage dieser Parameter und Formen.

Dieses Gerät (iii) ist in Fig. 30 gezeigt. In Fig. 30 sind diejenigen Komponenten, die die gleichen sind wie in den Geräten (i) oder (ii), welche in den Fig. 27 oder 29 gezeigt sind, mit den gleichen Bezugszeichen bezeichnet, wobei deren Erläuterungen weggelassen sind.

Das Bezugszeichen 325 bezeichnet einen vergleichenden Analysator, der die Pulswellenanalyse auf der Grundlage der gesamten Ergebnisse des Wellenformanalysators 319 und des Dynamikparameterberechners 323 durchführt. Zum Beispiel können die Wellenformergebnisse vom Wellenformanalysator 319 und die vom Dynamikparameterberechner 323 ermittelten Parameter für deren Verwendung in einer Speichertabelle im vergleichenden Analysator 325 gespeichert sein. Die Ausgangsergebnisse können einem der drei Wellenformtypen entsprechen, oder können den Namen der Krankheit umfassen, die dieser Wellenform zugeordnet ist. Die Ausgabevorrichtung 321 zeigt die Ergebnisse an, oder druckt sie aus, die vom Wellenformanalysator 319, vom Dynamikparameterberechner 323, vom vergleichenden Analysator 325 und anderen ausgegeben werden. Der Benutzer der Vorrichtung, wie z. B. Ärzte und andere, sind somit fähig, Diagnoseinformationen bezüglich des Untersuchten zu erhalten.

Alternativ kann eine Diagnose durchgeführt werden mit Bezug auf die Wellenformparameter in der ersten Ausführungsform, die ermittelt worden sind auf der Grundlage der Wellenform, die vom Wellenformanalysator 319 erhalten worden ist, und der Kreislauf-Dynamikparameter, die vom Dynamikparameterberechner 323 berechnet worden sind.

In der dritten Ausführungsform kann der Verzerrungsfaktor  $d$  definiert werden in Termen des mathematischen Ausdrucks

$$\frac{Q_2 + Q_3 + \dots + Q_n}{Q_1},$$

oder kann in anderer Weise definiert werden, wobei jedoch die gleiche Beziehung erhalten wird. Zum Beispiel kann der Verzerrungsfaktor  $d$  erhalten werden durch ein Verfahren, das in Fig. 41 gezeigt ist. In diesem Verfahren werden die Pulswellen in ein Tiefpaßfilter 351 und ein Hochpaßfilter 354 eingegeben, um eine Niedrigfrequenzkomponente  $v_1$  und eine Hochfrequenzkomponente  $v_2$  auszugeben. Die ausgegebenen Signale  $v_1$ ,  $v_2$  werden über Gleichrichterschaltungen 352, 355 und Siebschaltungen 353, 356 (normalerweise werden Tiefpaßfilter verwendet) geleitet, um Gleichstromsignale  $w_1$ ,  $w_2$  zu erhalten. Die Gleichstromsignale  $w_1$ ,  $w_2$  werden zur Divisionsschaltung 357 weitergeleitet, um einen Wert des Verzerrungsfaktors  $d = w_2/w_1$  zu erhalten.

#### Kapitel 4: Bewertungsvorrichtung für Streßpegel und physiologisches Alter

Kapitel 4 der Beschreibung offenbart kein Diagnosegerät mit Datenbank. Kapitel 4 unterstützt nicht die Erfindung der Ansprüche. Dieses Kapitel ist jedoch in der Beschreibung enthalten, um das Verständnis der Erfindung zu unterstützen.

Seit kurzem sind Streß und Ermüdung zu einer der Hauptursachen von Erwachsenenkrankheiten und dem sogenannten Tod durch Überlastung geworden. Wenn die Bedingungen von Streß und Ermüdung begriffen werden können, können in einer frühen Phase durch Ergreifen geeigneter Vorsichtsmaßnahmen das Fortschreiten der Erwachsenenkrankheit und ein plötzlicher Tod und dergleichen verhindert werden.

Derzeit gibt es wenige Untersuchungsverfahren, die Streß, Ermüdung und häufig physiologische und psychologische Probleme eines menschlichen Körpers erfassen können. Außerdem gibt es unter diesen wenigen Untersuchungsverfahren keines, das eine einfache Untersuchung ermöglicht. Zum Beispiel messen bestimmte Verfahren die Gehalte von Katecholamin oder Kortisol, die im Blut oder Urin enthalten sind, als eine Anzeige für physiologischen Streß. Bei diesem Verfahren ist jedoch eine Blutprobe oder ein

spezielles Nachweisverfahren erforderlich. Die Verfahren sind somit keine einfachen Verfahren, die jeden Tag durchgeführt werden können. Außerdem gibt es ein Verfahren, das die Urinkonzentration der Nebennierenhormon-Stoffwechselproduktion als eine Anzeige für Streß mißt. Dieses Verfahren kann jedoch ebenfalls nicht als einfach betrachtet werden, da eine Urinprobe erforderlich ist. Außerdem muß noch die Zuverlässigkeit als Untersuchungsverfahren bestätigt werden. Der sogenannte Clairs-System-Diagnosefragebogen der Firma B&M ist ein etabliertes Verfahren zur Messung des physiologischen Stresses. Dieser Diagnosefragebogen weist jedoch 81 Frageelemente auf, was den Patienten oder dem Diagnostizierer zum Zeitpunkt der Befragung eine große Belastung auferlegt. Außerdem bestand Bedarf an einer Vorrichtung, mit der man sein eigenes physiologisches Alter sowie den Streßpegel leicht bestimmen kann.

Hinsichtlich der obenbeschriebenen Probleme haben die vorliegenden Erfinder die Scheitelpunkte (Spitzenpunkte) der Wellenformen als repräsentativ für die Wellenformparameter ausgewählt, die bei der Ermittlung des psychosomatischen Streßpegels und des physiologischen Alters zu verwenden sind, und ein Diagnosegerät hergestellt.

Die Anwendung der Diagnose des vorliegenden Kapitels ist nicht auf den Streßpegel oder das physiologische Alter beschränkt, wobei ferner die Parameter nicht auf die offenbarten Wellenformparameter beschränkt sind, die für die Diagnose in der Ausführungsform der Erfindung verwendet werden. Für andere Diagnosen kann ein bestimmtes geeignetes Diagnosegerät entwickelt werden unter Verwendung des gleichen Lösungsansatzes, wie im folgenden präsentiert wird.

Die Scheitelpunkte der Wellenformen, die mit diesem Diagnosegerät erhalten werden, können auf die erste Ausführungsform als Wellenformparameter angewendet werden.

In diesem Kapitel wird das Diagnosegerät erläutert, das nicht Teil der Erfindung ist.

Kapitel 4-0: Voruntersuchungen

Der vorliegende Erfinder hat bei der Entwicklung der Vorrichtung für die Streßbewertung die folgenden Voruntersuchungen durchgeführt.

#### Kapitel 4-0-1: Eigenschaften für Substitutionsparameter

Um die Streßbewertung auszuführen, ohne dem Untersucher oder der Prozedur eine große Last aufzuerlegen, sind Substitutionsparameter für die Streßparameter erforderlich, wie z. B. Blutplasma-Katecholamin-Werte, die den Streßpegel widerspiegeln. Der vorliegende Erfinder hat beobachtet, daß Wellenformen von Pulswellen sich aufgrund des physiologischen Stressses, des physiologischen Alters und des psychologischen Stressses ändern, und hat Wellenformen der Pulswellen als Kandidaten für Parameter zur Verwendung bei der Streßbewertung ausgewählt. Im Prozeß wurden die Speichenschlagaderpulse von 53 Untersuchten gemessen, wobei die folgenden Informationen, d. h. die Scheitelpunkte (Wendepunkte) der Pulswellenform, gesammelt wurden als charakteristische Wellenformparameter, um das Problem zu analysieren.

(a) Die Periode  $T_6$ , die die Zeit für einen Pulsschlagzyklus vom Anstieg eines Pulsschlages (im folgenden ist die Zeit dieses Anstiegs bezeichnet als die Pulswellenanfangszeit) bis zum nächsten Pulsschlaganstieg darstellt.

(b) Die Blutdruckwerte  $y_1$ - $y_5$ , die einen Maximumpunkt  $P_1$ , einen Minimumpunkt  $P_2$ , einen Maximumpunkt  $P_3$ , einen Minimumpunkt  $P_4$  und einen Maximumpunkt  $P_6$  darstellen und nacheinander in den Pulswellen erscheinen.

(c) Die verstrichenen Perioden  $T_1$ - $T_5$ , die der Zeitperiode von der Pulswellenanfangszeit bis zum Erscheinen der jeweiligen Punkte  $P_1$ - $P_5$  entsprechen.

(Siehe Fig. 42 für das vorangehende)

Außerdem hat der vorliegende Erfinder beobachtet, daß bewußte Symptome auftreten, wenn der Streßpegel hoch wird, und hat den psychosomatischen Ermüdungspegel unter Verwendung des in Fig. 43 gezeigten Diagnosefragebogens für den psychosomatischen Ermüdungspegel gemessen. Die Fragen

in dem Diagnosefragebogen dienten dazu, sicherzustellen, ob dem Patienten verschiedene Symptome bewußt waren, die bei hohen Streßpegeln markant sind. Der Untersuchte hat als Antwort auf die Fragen ausgewählt zwischen: nie, manchmal, häufig oder immer. Die Punktwertung für die jeweiligen Antworten war hierbei:

niemals mit "0";

manchmal mit "1";

häufig mit "2"; und

immer mit "3".

Mit einer bestätigenden Antwort auf eine Frage, d. h. ein höherer Antwortpegel für den Grad der Bewußtheit des Symptoms, wurden proportional höhere Punktzahlen erhalten. Die Gesamtpunktzahlen, die für die vom Patienten ausgewählten Antworten erhalten wurden, waren die psychosomatischen Ermüdungspegel M.

#### Kapitel 4-0-2: Referenzwerte für Streßpegel

Der Blutplasma-Katecholamin-Wert wurde in der Vergangenheit als ein Streßanzeiger für physiologischen Streß erkannt. Daher wurden die Blutplasma-Adrenalindichten AD (ng/ml) und die Blutplasma-NOR-Adrenalin-Dichten NA (ng/ml) im Blut der 53 Untersuchten gemessen und waren der Referenzwert für den physiologischen Streß jedes Untersuchten.

Für den psychologischen Streß wurde ein Diagnosefragebogen mit 81 Überschriften (B&M-Claris-System) für jeden Untersuchten erstellt. Die Ergebnisse hiervon waren der Referenzwert MS für den psychologischen Streßpegel des Untersuchten.

#### Kapitel 4-0-3: Korrelationsanalyse

Eine Korrelationsanalyse wurde unter den jeweiligen Parametern durchgeführt, die für jeden Untersuchten im obigen Kapitel 4-0-1 erhalten wurden,

sowie im physiologischen Streßpegel und im psychologischen Streßpegel, die im obigen Kapitel 4-0-2 erhalten wurden.

### (1) Physiologischer Streß

Bei der Durchführung einer Korrelationsanalyse des Blutplasma-Katecholamin-Wertes und der Wellenformparameter wurde anfangs folgende Gleichung als Beziehungsgleichung mit einem hohen Korrelationskoeffizienten "r" erhalten,

$$MA \text{ (ng/ml)} = -0,44 (T_5 - T_1) + 1,07 \quad (51)$$

wobei der Hauptkorrelationskoeffizient  $r = 0,44$  ist (Wahrscheinlichkeit  $p < 0,000001$ , F-Wert = 25,42). Es wurde bestätigt, daß mit dieser Gleichung als Anzeige für den physiologischen Streßpegel der Blutplasma-NOR-Adrenalinwert geschätzt werden konnte auf der Grundlage der Wellenformparameter  $T_1$  und  $T_5$ . Der physiologische Streßpegel wird berechnet durch Ausrechnen der rechten Seite in Gleichung (51).

Bei der Durchführung einer Korrelationsanalyse, die nicht nur die Wellenformparameter, sondern auch den psychosomatischen Ermüdungspegel M umfaßte, wurde folgende Beziehungsgleichung erhalten,

$$NA(\text{ng/ml}) = 0.46M + 0.24 \frac{Y_1}{T_1} \quad (52)$$

mit  $r = 0,51$ , ( $p < 0,000001$ ,  $F = 12,47$ ).

Auch das Einschließen des psychosomatischen Ermüdungspegels M als Parameter in dieser Weise wurde darin bestätigt, einen genaueren Wert für die Schätzung des physiologischen Streßpegels zu liefern. Wenn es im vorliegenden Beispiel möglich ist, den psychosomatischen Ermüdungspegel M zu erhalten, wird der physiologische Streßpegel berechnet durch Berechnen der rechten Seite in Gleichung (52).

### (2) Psychologischer Streß

Bei der Durchführung einer Korrelationsanalyse des Referenzwertes MS für den psychologischen Streß, die Wellenformparameter und den psychosomatischen Ermüdungspegel M wurde die folgende Gleichung als Beziehungsgleichung mit einem hohen Korrelationskoeffizienten erhalten.

$$MS = 0.45M + \frac{0.29(T_4 - T_1)}{T_6} - 14.83 \quad (53)$$

mit  $r = 0,56$ , ( $p < 0,000001$ ,  $F = 21,61$ ).

Der psychologische Streßpegel wird berechnet durch Ausführen der Berechnung auf der rechten Seite in Gleichung (53).

### (3) Physiologisches Alter

Wenn die Korrelationsbeziehung zwischen dem Alter Y des Untersuchten und den Wellenformparametern untersucht wurde, wurde festgestellt, daß ein Korrelationskoeffizient zwischen beiden existierte.

$$Y = -33.74(T_3 - T_4) + 61.64 \frac{T_1}{T_6} - 8.0678 \frac{(T_3 - T_4)}{T_6} + 33.324 \quad (54)$$

wobei  $r = 0,56$ , ( $p < 0,00000$ ,  $F = 12,609$ ).

### Kapitel 4-1: Diagnosegerät (i)

Als nächstes wird das Diagnosegerät (i) erläutert.

Dieses Gerät führt die Diagnose physiologischer und psychologischer Streßpegel und des physiologischen Alters des Untersuchten auf der Grundlage der eingegebenen Parameter seiner Pulswellenformen durch.

#### Kapitel 4-1-1: Struktur des Diagnosegerätes (i)

Fig. 44 zeigt die Struktur des Gerätes gemäß dem Gerät (i). In dieser Figur bezeichnet das Bezugszeichen 401 einen Mikrocomputer zum Steuern der



Operation der jeweiligen Komponenten des Gerätes, und zum Ausführen einer Diagnose des physiologischen Streßpegels, des psychologischen Streßpegels und des physiologischen Alters gemäß den obigen Gleichungen (52), (53) und (54). Das Bezugszeichen 402 bezeichnet eine Tastatur, die als Eingabemittel für Befehle des Mikrocomputers 401 und zur Eingabe der Parameter für die Diagnose verwendet wird. Das Bezugszeichen 403 bezeichnet eine FDD (Diskettenlaufwerkeinheit), die als Parametereingabemittel vorgesehen ist im Fall einer großen Anzahl von Untersuchten. Der Untersucher installiert eine FD (Diskette), auf der die Parameter für die verschiedenen Untersuchten gespeichert sind, im FDD 403. Anschließend können die Parameter für alle Untersuchten als ein Bündel zum Mikrocomputer 401 übertragen werden. Das Mittel zum Speichern der Parameter, die in die Vorrichtung einzugeben sind, ist nicht auf eine magnetische Diskette wie z. B. eine Floppy-Diskette beschränkt, wobei Disketten wie z. B. optisch-magnetische Disketten verwendet werden können. Das Bezugszeichen 404 bezeichnet eine Anzeigevorrichtung, wie z. B. eine CRT, die die Nachrichten und die Streßpegeldiagnoseergebnisse, die vom Mikrocomputer 401 ausgegeben werden, für die Betrachtung durch den Untersucher anzeigt. Das Bezugszeichen 405 bezeichnet eine Speichereinheit mit großer Kapazität, die zum Speichern der Diagnoseergebnisse der Streßpegel und dergleichen sowie der Parameter für die Verwendung in der Diagnose seriell für jeden Untersuchten vorgesehen ist. Das Bezugszeichen 406 bezeichnet einen Drucker für die Ausgabe der Diagnoseergebnisse wie z. B. des Streßpegels.

#### Kapitel 4-1-2: Operation des Diagnosegerätes (i)

Beim Einschalten der Stromversorgung für das Diagnosegerät (i) wird ein Initialisierungsprozeß vom Mikrocomputer 401 ausgeführt, wobei ein Menübildschirm zur Aufforderung der Auswahl entweder der Tastatur 402 oder des FDD 403 zum Ausführen der Parametereingabe auf der Anzeigevorrichtung 404 erscheint. Der Untersucher gibt einen Befehl mit der Tastatur ein und wählt die gewünschte Eingabekonfiguration aus.

##### (1) Parametereingabe

Wenn die Tastatur-Eingabekonfiguration ausgewählt ist, gibt der Untersucher

nacheinander mittels der Tastatur 402 die Identifikationsinformation für den Untersuchten, die für die Bewertung erforderlichen Parameter, d. h. die Wellenformparameter und den psychosomatischen Ermüdungspegel, der mit dem obigen Diagnosefragebogen für den Ermüdungspegel erhalten worden ist, und das Jahr, den Monat und den Tag der Sammlung dieser Parameter ein. Diese Informationen werden nacheinander in den Pufferspeicher innerhalb des Mikrocomputers 401 eingegeben.

Wenn andererseits die FDD-Eingabekonfiguration ausgewählt ist, legt der Untersucher die Diskette in das FDD 403 ein, auf der die Identifizierungsinformation für jeden Untersuchten, die für die Bewertung des Streßpegels und dergleichen notwendigen Parameter und das Jahr, der Monat und der Tag der Sammlung dieser Parameter gespeichert sind, und gibt einen Befehl über die Tastatur 402 ein, der die Eingabe von der Diskette in den Pufferspeicher anweist. Als Ergebnis werden die Informationen, die jedem Untersuchten auf der Diskette entsprechen, nacheinander von dem FDD 403 in den Pufferspeicher innerhalb des Mikrocomputers 401 eingegeben.

## (2) Diagnose des Streßpegels (und dergleichen)

Bei Abschluß der Eingabe der obenerwähnten Parameter werden die Parameter im Pufferspeicher für die Diagnose des Stresses jedes Untersuchten in die obenerwähnten Gleichungen (52), (53) und (54) eingesetzt, um den physiologischen Streßpegel, den psychologischen Streßpegel und das physiologische Alter für jeden Untersuchten zu erhalten. Die resultierenden physiologischen und psychologischen Streßpegel und das physiologische Alter für jeden Untersuchten werden vorübergehend im Pufferspeicher gespeichert. Ferner werden der Streßpegel für jeden Untersuchten und die Parameter, die für die Berechnung der Streßpegel verwendet worden sind, für jeden Untersuchten auf der Anzeigevorrichtung 404 angezeigt.

## (3) Speichern der Diagnoseergebnisse

Bei Abschluß der Diagnose weist der Untersucher das Speichern der Diagnoseergebnisse über die Tastatur 402 an, so daß die Informationen im Pufferspeicher, die jedem Untersuchten zugeordnet sind, nacheinander auf

die Speichereinheit 405 mit großer Kapazität geschrieben werden. Anschließend werden insbesondere mit der vorliegenden Vorrichtung die Diagnoseergebnisse, wie z. B. der Streßpegel und die bei der Diagnose verwendeten Informationen, für jeden Untersuchten partitioniert und gespeichert. Die Informationen bezüglich der jeweiligen Untersuchten, die aus dem Pufferspeicher gelesen werden, werden am Ende der vorangehend gespeicherten Informationen, die dem jeweiligen Untersuchten zugeordnet sind, in der Speichereinheit 405 mit großer Kapazität hinzugefügt.

#### (4) Ausdrucken der Diagnoseergebnisse

Wenn der Untersucher über die Tastatur 402 einen Befehl zur Ausgabe der Diagnoseergebnisse eingibt, sendet der Mikrocomputer 401 die Identifikationsinformationen und die Streßpegel für jeden Untersuchten, die im Pufferspeicher gespeichert sind, zum Drucker 406, um sie auszudrucken. Wenn ferner der Untersucher Identifikationsinformationen für einen spezifischen Untersuchten eingibt, zusammen mit einem Befehl für eine Zeitreihenanzeige der Streßpegel, liest der Mikrocomputer 401 aus der Speichereinheit 405 mit großer Kapazität die durch eine vorgegebene Anzahl von vorangehenden Diagnosen erhaltenen Streßpegel, die dem ausgewählten Untersuchten zugeordnet sind, sowie das Sammlungsjahr, den Monat und den Tag der in der Streßdiagnose verwendeten Parameter. Der Mikrocomputer 401 erzeugt anschließend Daten zum Drucken eines Graphen, der die zeitliche Veränderung des Streßpegels zeigt, und sendet diese zum Drucker 406. Als Ergebnis druckt der Drucker 406 die Streßpegel-Zeitänderungen für den ausgewählten Untersuchten aus.

#### Kapitel 4-2: Diagnosegerät (ii)

Als nächstes wird das Diagnosegerät (ii) beschrieben.

Dieses Gerät (ii) enthält zusätzlich zu dem Gerät (i), das in Kapitel 4-1 beschrieben worden ist, ein Mittel zum Messen der Pulswelle des Untersuchten, und ein Mittel zum Erfassen der Wellenformparameter von diesen Pulswellen, wodurch die Sammlung von Parametern vom Untersuchten ermöglicht wird und gleichzeitig eine Streßbewertung durchgeführt wird.

### Kapitel 4-2-1: Struktur des Diagnosegerätes (ii)

Fig. 45 ist ein Blockschaltbild, das die Struktur eines Diagnosegerätes zeigt. In dieser Figur sind die Komponenten, die denjenigen des in Kapitel 4-1 erläuterten Gerätes (i) entsprechen, mit den gleichen Bezugszeichen bezeichnet, wobei deren Beschreibung weggelassen wird.

In Fig. 45 bezeichnet das Bezugszeichen 411 eine Pulswellenerfassungsvorrichtung, die die Speichenpulswellenform mittels eines Drucksensors erfaßt, der am Handgelenk des Untersuchten (in der Figur nicht gezeigt) angebracht ist, und ein Pulswellensignal (analoges Signal) ausgibt. Das Bezugszeichen 412 bezeichnet eine Parameterabtastsektion, die Signale unter der Kontrolle des Mikrocomputers 401 verarbeitet, um für die Diagnose des Streßpegels erforderliche Wellenformparameter aus dem Pulswellensignal zu extrahieren, das von der Pulswellenerfassungsvorrichtung 401 ausgegeben wird. Das Bezugszeichen 413 bezeichnet eine Maus, die mit dem Mikrocomputer 401 verbunden ist und als eine Zeigevorrichtung dient, wenn die Wellenformparameter manuell zugewiesen werden, ohne Verwendung der Parameterabtastsektion 412.

Es folgt eine Beschreibung der Konstruktion der Parameterabtastsektion 412 mit Bezug auf Fig. 46. In Fig. 46 bezeichnet das Bezugszeichen 501 einen A/D-(Analog/Digital)-Umsetzer, der das vom Pulswellendetektor 411 ausgegebene Pulswellensignal in ein digitales Signal umsetzt, entsprechend einem Abtasttakt  $\phi$  mit einer festen Periode, und dieses ausgibt. Das Bezugszeichen 502 bezeichnet ein Tiefpaßfilter, das eine Verarbeitung ausführt, um Komponenten des ausgegebenen digitalen Signals vom A/D-Umsetzer 501 zu eliminieren, die über einer vorgegebenen Eckfrequenz liegen. Das Ergebnis wird anschließend in Form von Wellenformwerten  $W$  ausgegeben. Das Bezugszeichen 503 bezeichnet einen Wellenformspeicher, der einen RAM (Schreibe-Lese-Speicher) umfaßt, der schrittweise die Wellenformwerte  $W$  speichert, die über das Tiefpaßfilter 502 zugeführt werden. Das Bezugszeichen 511 bezeichnet einen Wellenformadrezähler, der den Abtasttakt  $\phi$  während einer Periode zählt, wenn die Wellenformsammlungsanweisung START von Mikrocomputer 401 ausgegeben wird. Die Zählerstände werden

als Wellenformadressen ADR1 ausgegeben, in die die Wellenformwerte W zu schreiben sind. Das Bezugszeichen 512 bezeichnet eine Auswahlvorrichtung, die die Wellenformadressen ADR1 auswählt, die vom Wellenformzähler 511 ausgegeben werden, wenn das Manuell-Ausgangsmodus-Signal MAN nicht ausgegeben wird, und diese dem Adreßeingangsanschluß des Wellenformspeichers 503 zuführt; und der die Leseadressen ADR4, die vom Mikrocomputer 401 ausgegeben werden, auswählt, wenn das Manuell-Ausgangsmodus-Signal MAN ausgegeben wird, und diese dem Adreßeingangsanschluß des Wellenformspeichers 503 zuführt.

Das Bezugszeichen 521 bezeichnet eine Differenzierschaltung, die die Zeitdifferentiale der Wellenformwerte W berechnet, die schrittweise vom Tiefpaßfilter 502 ausgegeben werden, und diese ausgibt. Das Bezugszeichen 522 bezeichnet eine Nulldurchgang-Erfassungsschaltung, die einen Nulldurchgang-Erfassungsimpuls Z ausgibt, wenn das Zeitdifferential des Wellenformwertes W gleich "0" ist, da der Wellenformwert W einem Maximalwert oder einem Minimalwert entspricht. Das Bezugszeichen 523 bezeichnet einen Spitzenadrezähler, der den Nulldurchgang-Erfassungsimpuls Z während der Periode zählt, während der die Wellenformsammlungs-Anweisung START vom Mikrocomputer 401 ausgegeben wird. Die Zählerstände werden als Spitzenadressen ADR2 ausgegeben. Das Bezugszeichen 524 bezeichnet eine Durchschnittsbewegungsberechnungsschaltung, die bis zum aktuellen Zeitpunkt den Mittelwert der Zeitdifferentialwerte einer vorgegebenen Anzahl von vorherigen Wellenformwerten W berechnet, die von der Differenzierschaltung 521 ausgegeben werden, und das Ergebnis als Steigungsinformation SLP ausgibt, die die Steigung der Pulswellen bis zum aktuellen Zeitpunkt zeigt. Das Bezugszeichen 525 bezeichnet einen Spitzeninformationsspeicher (der später beschrieben wird) zum Speichern der Spitzeninformationen.

Der Mikrocomputer 401 führt die folgenden Steuerschritte auf der Grundlage der von den jeweiligen obenbeschriebenen Elementen eingegebenen Informationen aus.

(1) Spitzeninformations-Edition

Die Differenzierschaltung 521 und die Nulldurchgang-Erfassungsschaltung 522 in der Parameterablastsektion 412 erhalten die folgenden aufgelisteten Informationen für jede Erfassung eines Wellenformsscheitelpunktes. Diese Informationen werden als Spitzeninformationen in den Spitzeninformationsspeicher 525 geschrieben.

#### Inhalte der Spitzeninformationen

##### (1)-1: Wellenformwert-Adresse ADR1:

Dies ist die Schreibadresse ADR1, die vom Wellenformadreßzähler 511 zu dem Zeitpunkt ausgegeben wird, zu dem der Wellenformwert W, der vom Tiefpaßfilter 502 ausgegeben wird, einen maximalen oder minimalen Wert annimmt. Das heißt, die Schreibadresse im Wellenformspeicher 503 für den Wellenformwert W, der dem maximalen oder minimalen Wert entspricht.

##### (1)-2: Spitzenklassifikation B/T:

Dies ist die Information, die anzeigt, ob ein Wellenformwert W, der an eine Wellenformadresse ADR1 geschrieben wird, ein maximaler Wert T (Top = oben) oder ein minimaler Wert B (Bottom = unten) ist.

##### (1)-3: Wellenformwert W:

Dies ist der Wellenformwert, der dem maximalen Wert oder dem minimalen Wert entspricht.

##### (1)-4: Pulsschlag STRK:

Dies ist der Wechselabschnitt des Wellenformwertes vom unmittelbar vorangehenden Spitzenwert zum aktuellen Spitzenwert.

##### (1)-5: Steigungsinformation SLP:

Dies ist der Mittelwert des Zeitdifferentials einer vorgegebener Anzahl vorangehender Wellenformwerte bis zum aktuellen Spitzenwert.

In der Streßpegeldiagnose wechselt der Mikrocomputer 401 zum folgenden Betriebsmodus.

(a) Automatischer Diagnosemodus

Liest die Speicherinhalte des Spitzeninformationsspeichers 525, erzeugt die Wellenformparameter und führt die Streßpegeldiagnose durch, in ähnlicher Weise wie beim ersten arbeitenden Diagnosegerät (i).

(b) Manueller Zuweisungsmodus

Zeigt die im Wellenformspeicher 503 gespeicherte Wellenform auf der Anzeigevorrichtung 404 an, erfaßt den durch eine Operator-Mausoperation zugewiesenen Wellenformscheitelpunkt und führt die Berechnung der Wellenformparameter und die Diagnose der Streßpegel auf der Grundlage der Ergebnisse aus.

Kapitel 4-2-2: Operation des Diagnosegerätes (ii)

Es folgt eine Beschreibung der Operation des Diagnosegerätes.

(a) Automatischer Diagnosemodus

(a)-(1) Sammeln der Wellenform- und Spitzeninformationen

Bei Eingabe eines Befehls zum Erhalten des Streßpegels über die Tastatur 402 gibt der Mikrocomputer 401 anfangs eine Wellenformsammelungs-Anweisung START aus, und veranlaßt das Zurücksetzen des Wellenform-adreßzählers 511 und des Spitzenadreßzählers 523 in der Parameterabtast-sektion 412.

Als Ergebnis beginnt der Wellenformadreßzähler 511 mit dem Zählen des Abtasttaktes  $\phi$ , wobei der Zählerwert über die Auswahlvorrichtung 512 als Wellenformadresse ADR1 dem Wellenformspeicher 503 zugeführt wird. Die Speicherschlagader-Pulswellenform, die vom Pulswellendetektor 411 erfaßt

wird, wird in den A/D-Umsetzer 501 eingegeben und sequentiell in ein digitales Signal umgesetzt, entsprechend dem Abtasttakt  $\phi$ , und anschließend sequentiell in Form von Wellenformwerten W über das Tiefpaßfilter 502 ausgegeben. Die Wellenformwerte W, die auf diese Weise ausgegeben werden, werden sequentiell dem Wellenformspeicher 503 zugeführt und in einen Speicherbereich geschrieben, der von der Wellenformadresse ADR1 zu diesem Zeitpunkt zugewiesen wird. Mittels der obigen Operation wird eine Reihe von Wellenformwerten W, die der in Fig. 48 dargestellten Speicherpulswellenform entsprechen, in den Wellenformspeicher 503 gespeichert.

Die Erfassung der Spitzeninformationen und das Schreiben in den Spitzeninformationsspeicher 525 wird wie im folgenden beschrieben parallel mit der obigen Operation ausgeführt.

Anfangs wird von der Differenzierschaltung 521 das Zeitdifferential des Wellenformwertes W, der vom Tiefpaßfilter 502 ausgegeben wird, berechnet. Dieses Zeitdifferential wird anschließend in die Nulldurchgang-Erfassungsschaltung 522 und die Durchschnittsbewegung-Berechnungsschaltung 524 eingegeben. Die Durchschnittsbewegung-Berechnungsschaltung berechnet den Mittelwert (d. h. den mittleren Bewegungswert) einer vorgegebenen Anzahl von vorangehenden Zeitdifferentialen für jeden Zeitdifferentialwert dieses Typs von Wellenformwert W, der zugeführt wird, wobei das berechnete Ergebnis als Steigungsinformation SLP ausgegeben wird. Wenn hierbei der Wellenformwert W ansteigt oder nach dem Anstieg einen Maximalzustand aufweist, wird ein positiver Wert als Steigungsinformation SLP ausgegeben, während dann, wenn er absinkt oder nach dem Absinken einen Minimalwert aufweist, ein negativer Wert als Steigungsinformation SLP ausgegeben wird.

Bei Ausgabe des Wellenformwertes W entsprechend dem Maximalpunkt  $P_1$ , wie in Fig. 48 gezeigt, vom Tiefpaßfilter 502 wird eine "0" für das Zeitdifferential von der Differenzierschaltung 521 ausgegeben, wobei ein Nulldurchgang-Erfassungsimpuls Z von der Nulldurchgang-Erfassungsschaltung 522 ausgegeben wird.

Als Ergebnis holt der Mikrocomputer 401 die Wellenformadresse ADR1, die



der Zählerwert des Wellenformadrezählers 511 ist, den Wellenformwert  $W$ , die Spitzenadresse  $ADR2$ , die der Zählerwert des Spitzenadrezählers ist (in diesem Fall  $ADR2 = "0"$ ), und die Steigungsinformation  $SLP$  für diesen Zeitpunkt. Aufgrund der Ausgabe des Nulldurchgang-Erfassungssignals  $Z$  wird der Zählerwert  $ADR2$  des Spitzenadrezählers 523 gleich "2".

Anschließend erzeugt der Mikrocomputer 401 eine Spitzenklassifikation  $B/T$  auf der Grundlage des Symbols der gehaltenen Steigungsinformation  $SLP$ . Da zu dem Zeitpunkt, zu dem der Wellenformwert  $W$  für den Maximumwert  $P_1$  ausgegeben wird, eine positive Steigungsinformation ausgegeben wird, setzt in diesem Fall der Mikrocomputer 401 den Wert der Spitzeninformation  $B/T$  auf 1, was einem Maximumwert entspricht. Der Mikrocomputer 401 weist anschließend die Spitzenadresse  $ADR2$  (in diesem Fall  $ADR2 = 0$ ), wie vom Spitzenadrezähler 523 geholt, als Schreibadresse  $ADR3$  zu und schreibt den Wellenformwert  $W$ , die dem Wellenformwert  $W$  zugeordnete Wellenformadresse  $ADR1$ , die Spitzenklassifikation  $B/T$  und die Steigungsinformation  $SLP$  als erste Spitzeninformation in den Spitzeninformationsspeicher 525. Da im Fall des Schreibens der ersten Spitzeninformation keine Spitzeninformationen vorliegen, die dieser unmittelbar vorangehen, wird anschließend die Erzeugung und das Schreiben der Pulsschlaginformation nicht ausgeführt.

Bei Ausgabe eines Wellenformwertes  $W$ , der den Minimumpunkt  $P_2$  entspricht, wie in Fig. 48 gezeigt, aus dem Tiefpaßfilter 502, wird anschließend ein Nulldurchgang-Erfassungsimpuls  $Z$  in ähnlicher Weise wie oben ausgegeben, wobei die Schreibadresse  $ADR1$ , der Wellenformwert  $W$ , die Spitzenadresse  $ADR2 (= 1)$  und die Steigungsinformation  $SLP (< 0)$  vom Mikrocomputer 401 geholt werden. Anschließend ermittelt der Mikrocomputer 401 die Spitzenklassifikation  $B/T$  (in diesem Fall unten =  $B$ ) auf der Grundlage der Steigungsinformation  $SLP$  in ähnlicher Weise wie oben beschrieben. Außerdem liefert der Mikrocomputer 401 eine Adresse, die um 1 kleiner ist als die Spitzenadresse  $ADR2$ , zum Spitzeninformationsspeicher 525 als Ausleseadresse  $ADR3$  und liest den ersten geschriebenen Wellenformwert  $W$  aus. Anschließend berechnet der Mikrocomputer 401 die Differenz zwischen dem Wellenformwert  $W$ , der zu diesem Zeitpunkt vom Tiefpaßfilter 502 geholt worden ist, und dem ersten Wellenformwert  $W$ , der aus dem Spitzeninforma-

tionsspeicher 525 gelesen worden ist, um die Pulsschlaginformation STRK zu erhalten. Die Spitzenklassifikation B/T und die Pulsschlaginformation STRK, die auf diese Weise erhalten worden sind, werden zusammen mit anderen Informationen ADR1, W und der Steigungsinformation SLP als zweite Spitzeninformation in einen Bereich geschrieben, der der Spitzenadresse  $ADR3 = 1$  des Spitzeninformationsspeichers 525 entspricht. Die nachfolgenden Operationen für die Erfassung der Scheitelpunkte  $P_3$ ,  $P_4$  usw. werden in ähnlicher Weise ausgeführt.

Nach Verstreichen einer vorgegebenen Periode wird anschließend die Ausgabe der Wellenformsammlungs-Anweisung START durch den Mikrocomputer 401 gestoppt, was das Sammeln von Wellenformwerten W und Spitzeninformationen beendet.

#### (a)-(2) Wellenformparameterabtastung

Vor der Wellenformparameterextraktion führt der Mikrocomputer 401 einen Prozeß aus, um Informationen zu spezifizieren, die den Wellenformen einer Wellenlänge zugeordnet sind, um die Wellenformparameter unter den verschiedenen Informationen, die im Spitzeninformationsspeicher 525 gespeichert sind, zu sammeln.

Anfangs werden die Steigungsinformation SLP und die Pulsschlaginformation STRK, die den jeweiligen Spitzenwerten  $P_1$ ,  $P_2$  usw. zugeordnet sind, schrittweise aus dem Spitzeninformationsspeicher 525 ausgelesen. Anschließend wird die Pulsschlaginformation, die einer positiven Steigung entspricht (d. h. entsprechend einer Steigungsinformation SLP mit einem positiven Wert), unter den jeweiligen Pulsschlaginformationen STRK ausgewählt. Anschließend wird unter diesen Pulsschlaginformationen eine vorgegebene Anzahl von höherrangigen Pulsschlaginformationen mit großen Werten ausgewählt. Anschließend wird unter den ausgewählten Pulsschlaginformationen STRK eine Information ausgewählt, die einem Mittelwert entspricht, wobei die Pulsschlaginformationen für den steigenden Teil der Pulswelle eines Wellenlängenabschnitts erhalten wird, der der Wellenformparameterextraktion unterworfen werden soll, z. B. des ansteigenden Abschnitts, der in Fig. 48 durch das Symbol STRKM bezeichnet ist. Anschlie-

ßend wird die Spitzenadresse unmittelbar vor der Spitzenadresse der Pulsschlaginformation erhalten. Das heißt, die Spitzenadresse des Startpunktes  $P_6$  der Pulswelle des Ein-Wellenlängen-Abschnitts, der der Wellenformparameterextraktion unterworfen werden soll.

Anschließend nimmt der Mikrocomputer 401 Bezug auf die entsprechenden Spitzeninformationen im Spitzeninformationsspeicher 525, die der Pulswelle des Ein-Wellenlänge-Abschnitts entsprechen, und berechnet entsprechende Spitzeninformationen zum Einsetzen in die obenerwähnten Berechnungsgleichungen (51-54). Zum Beispiel die folgenden Informationen.

$y_1$ :  $y_1$  ist der Wellenformwert  $y_1$ , der dem Scheitelpunkt  $P_7$  zugeordnet ist.

$T_1$ :  $T_1$  wird berechnet durch Subtrahieren der Wellenformadresse, die dem Scheitelpunkt  $P_6$  zugeordnet ist, von der Wellenformadresse, die dem Scheitelpunkt  $P_7$  zugeordnet ist, und Multiplizieren des Ergebnisses mit der Periode des Abtasttaktes  $\phi$ .

$T_4$ - $T_6$ :  $T_4$ - $T_6$  werden in ähnlicher Weise wie  $T_1$  berechnet auf der Grundlage der Differenz zwischen den Wellenformadressen der jeweiligen Scheitelpunkte.

Die entsprechenden Parameter, die auf diese Weise erhalten werden, werden im Pufferspeicher gespeichert.

#### (b) Manueller Anweisungsmodus

Mit dem Diagnosegerät (ii) ist es möglich, einen manuellen Anweisungsmodus (a) zu setzen unter Verwendung einer Betätigung der Tastatur 402, zusätzlich zum obigen automatischen Diagnosemodus. Wenn dieser manuelle Anweisungsmodus gesetzt ist, kann der Untersucher durch Betätigung einer Maus die Scheitelpunkte der Pulswellen zuweisen, die für die Berechnungen der Wellenformparameter erforderlich sind. Das heißt entsprechend der folgenden Vorgehensweise.

Im manuellen Anweisungsmodus gibt der Mikrocomputer 401 nach der Ausgabe der Wellenformsammlungs-Anweisung START für eine vorgegebene Zeitspanne ein Manuell-Modus-Signal MAN aus. Anschließend werden vom Mikrocomputer 401 Leseadressen ADR4, die ausgehend von "0" schrittweise ansteigen, ausgegeben und mittels der Auswahlvorrichtung 512 dem Wellenformspeicher 503 zugeführt. Die Speichenpulswellenformen, die im Wellenformspeicher 503 gespeichert sind, werden somit ausgelesen und auf der Anzeigevorrichtung 404 angezeigt.

Durch die Operation der Maus 413 bewegt der Untersucher die Cursorposition auf der Anzeigevorrichtung 404 und weist schrittweise den ersten Punkt und den letzten Punkt der Pulswelle sowie die verschiedenen maximalen und minimalen Punkte der Pulswelle mit einer Klick-Eingabe zu. Der Mikrocomputer 401 erfaßt die Mausoperation, liest aus dem Wellenformspeicher 503 die digitalen Signale, die dem ersten Punkt und dem letzten Punkt sowie den jeweiligen maximalen und minimalen Punkten der vom Untersucher angegebenen Pulswelle entsprechen, und extrahiert die notwendigen Wellenformparameter (siehe die obigen Gleichungen (52) und (53)) aus den ausgelesenen Informationen und speichert diese in einem Pufferspeicher.

#### (c) Eingabe des psychosomatischen Ermüdungspegels

Bei Abschluß der Wellenformparametersammlung durch den obigen Modus (a) oder (b) zeigt der Mikrocomputer 401 den in Fig. 43 gezeigten Fragebogen für die Diagnose des psychosomatischen Ermüdungspegels auf der Anzeigevorrichtung 404 an, entsprechend der Tastatur- oder Maus-Anweisung des Untersuchers. Der Untersucher erstellt anschließend eine Fragediagnose des Untersuchten entsprechend der angezeigten Fragediagnosetabelle, und gibt die Antworten des Untersuchten mittels einer Betätigung der Maus 413 in den Mikrocomputer 401 ein. Hierbei kann die Fragediagnose eine Dialogform der Eingabe sein. Das heißt, jede Frage auf dem Diagnosefragebogen wird einzeln angezeigt oder als Sprache ausgegeben, wobei die Antwort hierauf das Format der Eingabe des Untersuchten mittels einer Tastatur oder dergleichen in den Mikrocomputer 401 annehmen kann. Der Mikrocomputer 401 berechnet den psychosomatischen Ermüdungspegel auf der Grundlage der eingegebenen Antworten und schreibt das Ergebnis in

den Pufferspeicher.

Alle Informationen, die für diese Streßbewertung erforderlich sind, sind wie oben im Pufferspeicher angeordnet. Der Mikrocomputer 401 erstellt eine Streßpegeldiagnose auf der Grundlage der im Pufferspeicher gespeicherten Informationen, woraufhin die Ergebnisse unter der Anweisung des Untersuchers, in ähnlicher Weise wie bei dem in Kapitel 4-1 erläuterten Gerät (i), ausgegeben und gespeichert werden.

#### Kapitel 4-3: Diagnosegerät (iii)

Es folgt eine Beschreibung eines Diagnosegerätes (iii). Diese Streßpegeldiagnosevorrichtung besitzt eine Farbanzeigevorrichtung (in der Figur nicht gezeigt) als Streßpegelanzeigemittel, zusätzlich zu der Konstruktion des Gerätes (ii), das in Kapitel 4-2 erläutert worden ist. Der Mikrocomputer 401 in diesem Gerät ermittelt nach der Berechnung des physiologischen Streßpegels und des psychologischen Streßpegels die Anzeigefarbe gemäß der in Fig. 49 gezeigten Tabelle und zeigt diese auf der Farbanzeigeeinheit an.

Es werden der physiologische Streßpegel, der psychologische Streßpegel und das physiologische Alter erhalten, wobei diese farbig angezeigt werden können. In diesem Fall kann zum Ermitteln der Anzeigefarbe statt der in Fig. 49 gezeigten zweidimensionalen Tabelle eine dreidimensionale Anzeige verwendet werden, die Farben entsprechend den jeweiligen Kombinationen aus physiologischem Streßpegel, psychologischem Streßpegel und physiologischem Alter definiert.

Mit der vorliegenden Vorrichtung werden die kombinierten Streßpegel des physiologischen Streßpegels und des psychologischen Streßpegels durch die Anzeigefarbe der Farbanzeigevorrichtung angezeigt. Somit können auch gewöhnliche Leute, die keine Beurteilungsgrundlage in bezug auf numerische Werte von Streßpegeln haben, leicht ihren eigenen Streßpegel beurteilen.

Mit der obigen Vorrichtung kann der Untersuchte ein automatisches System für die Diagnose seines eigenen Streßpegels verwenden, ohne daß ein

Untersucher wie z. B. ein Arzt erforderlich ist.

#### Kapitel 4-4: Variation der vierten Ausführungsform

Die vierte Ausführungsform ist nicht auf die obigen Diagnosegeräte (i) bis (iii) beschränkt. Zum Beispiel sind zahlreiche Variationen möglich, wie im folgenden angegeben wird.

##### Gerät (iv)

Mit den obigen Geräten werden sowohl die Wellenformparameter als auch die psychosomatischen Ermüdungspegel als Parameter verwendet, wobei sowohl die physiologische Streßdiagnose als auch die psychologische Streßdiagnose durchgeführt werden. Es ist jedoch auch möglich, eine Konstruktion vorzusehen, bei der nur der physiologische Streß oder das physiologische Alter bewertet werden auf der Grundlage nur der Wellenformparameter gemäß Gleichung (51) oder Gleichung (52). Da in diesem Fall der Aufwand der Eingabe des psychosomatischen Ermüdungspegels weggelassen wird, ist die Verwendung der Vorrichtung vereinfacht.

##### Gerät (v)

In den obigen jeweiligen Geräten wird die Streßpegeldiagnose auf der Grundlage der Speichenschlagaderpulswelle des Untersuchten durchgeführt. Die Arterienpulswelle kann jedoch an Stellen vom Speichenabschnitt bis zum Fingerabschnitt gemessen werden, wobei die Streßpegeldiagnose auf der Grundlage dieser Arterienpulswelle durchgeführt wird.

##### Gerät (vi)

Im obigen Gerät (iii) wurde eine Struktur verwendet, bei der der Streßpegel und dergleichen mittels Anzeigefarben sichtbar gemacht wurde. Das Streßpegelanzeigemittel ist jedoch nicht hierauf beschränkt. Für ein Gerät in einer Situation, in der der Untersuchte den Streßpegel in visueller Weise erkennt, kann der Streßpegel durch die Schattierung der Anzeigefarbe dargestellt werden. Ferner ist es möglich, Zeicheninformationen anzuzeigen, die den

Streßpegel beschreiben. Außerdem ist die Anzeige nicht auf visuelle Verfahren des Ausdrucks beschränkt, wobei es möglich sein kann, ein Verfahren vorzusehen, bei dem der Streßpegel ausgedrückt wird durch Appellieren an ein Hörempfinden. Zum Beispiel können die Tonhöhe, das Volumen und der Ton des Klangs in Abhängigkeit vom Streßpegel geändert werden und dergleichen, und können dem Untersuchten vorgespielt werden. Ferner ist auch eine Sprachausgabe möglich, die die Bewertungsergebnisse des Streßpegels und dergleichen erläutert. Entsprechend dem Streßpegel kann Musik vorgesehen sein und dergleichen, wie z. B. heitere Musik, wenn der Streßpegel niedrig ist, und trübsinnige Musik, wenn der Streßpegel hoch ist.

In Kapitel 4 wurden die Vorrichtung zur Durchführung der Diagnose des Streßpegels und das physiologische Alter präsentiert. Unter Verwendung des im obigen Gerät verwendeten Verfahrens kann ein Diagnosegerät für andere Aufgaben strukturiert werden.

In diesem Fall können die Wellenformparameter verwendet werden, die die höchste Korrelation für den Diagnosegegenstand aufweisen. Zum Beispiel können die dynamischen Kreislaufparameter, die in Kapitel 2 beschrieben worden sind, und das in Kapitel 1 beschriebene Pulswellenformspektrum usw. als Wellenformparameter verwendet werden.

Das Mittel zum Erhalten der Wellenformparameter, die zur Diagnose verwendet werden, ist nicht auf die obigen Vorrichtungen beschränkt, und kann so ausgewählt werden, das es zum Erhalten der benötigten Parameter günstig ist.

Es gibt z. B. zwei Verfahren, um die Kreislauf-Dynamikparameter zu erhalten; die Verwendung des elektrischen Modells in Kapitel 2 und die Berechnung des Verzerrungsfaktors der Pulswellenform in Kapitel 3. Jedes der zwei Verfahren kann bevorzugt ausgewählt werden unter Betrachtung der Operationsgeschwindigkeit, der Genauigkeit und dergleichen für die Anforderung.

Wie erläutert worden ist, kann die Diagnose für den Streßpegel genau durchgeführt werden unter Betrachtung des psychosomatischen Ermüdungspegels. In ähnlicher Weise gibt es Fälle, in denen eine Diagnose

genauer durchgeführt werden kann unter Berücksichtigung des bewußten Symptoms des Untersuchten. In diesem Fall kann durch Hinzufügen eines Eingabemittels zum Eingeben bewußter Symptome in das Diagnosegerät die Diagnose auf der Grundlage sowohl des eingegebenen bewußten Symptoms als auch der Wellenformparameter der Pulswelle durchgeführt werden.

In Abhängigkeit von den Diagnosesubjekten gibt es außerdem Fälle, in denen erwünscht ist, nicht nur einfach den Namen der Krankheit sondern auch die Ernsthaftigkeit der Krankheit und den berechneten Grad auszugeben. In einem solchen Fall kann unter Verwendung visueller Daten (Farbe, Dichte usw.) und/oder der Audiodaten (Musik, Sprache usw.) das Diagnosegerät den Grad der Ernsthaftigkeit der Krankheit (Streßpegel in der Diagnosevorrichtung der vierten Ausführungsform) ausdrücken und ausgeben. Die Diagnose für jede vorgegebene Periode kann von den Diagnoseinhalten abhängen.

#### Kapitel 5: Pulswellenanalysevorrichtung zur Analyse von Spektrumpulswellen

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Diagnosegerät, das optional für die Pulswellenanalyse, wie in diesem Kapitel beschrieben, angepaßt werden kann.

Seit kurzem steht die Pulsdiagnose in der öffentlichen Aufmerksamkeit, was zu einer intensivierten Forschung geführt hat, um den Gesundheitszustand des Körpers auf der Grundlage von Pulswellen zu erkunden. Als allgemeine Wellenformanalysetechniken gibt es Techniken, wie z. B. die FFT-Frequenzanalysetechnik, wobei die Pulswellenanalyse unter Verwendung dieses Typs von Frequenzanalysetechnik untersucht wird.

Eine Pulswellenform hat nicht für alle Pulsschläge die gleiche Form, wobei augenblickliche Änderungen vorkommen. Außerdem ist die Wellenlänge jeder Pulswelle nicht konstant. Es wurde eine Technik betrachtet, bei der eine Pulswelle mit einem solchen chaotischen (zufälligen) Verhalten als eine Wellenform mit einer extrem langen Periode betrachtet wird, wobei diese einer Fourier-Transformation unterworfen wird. Mit einer solchen Technik kann ein genaues Wellenformspektrum erhalten werden, jedoch ist die



Technik nicht geeignet für die Verwendung beim schnellen Erhalten des Spektrums von Pulswellen, die augenblicklich auftreten, da die Menge an Berechnungen groß wird. Wenn Wellenparameter, die die Eigenschaften der separaten Wellen darstellen, die die Pulswelle bilden, kontinuierlich erhalten werden können, kann eine viel größere Informationsmenge über den lebenden Körper erhalten werden. Die Vorrichtung, die solche Anforderungen erfüllt, ist derzeit jedoch nicht verfügbar.

Es ist daher eine der Aufgaben, eine Vorrichtung für die schnelle Analyse der Charakteristik der jeweiligen individuellen Pulswellen zu schaffen. Ferner ermöglicht die fünfte Ausführungsform, eine höhere Leistungsfähigkeit in den verschiedenen Geräten zu erreichen, die in den Kapiteln 1-3 und 5 präsentiert worden sind.

Im folgenden wird die Pulswellenanalysevorrichtung erläutert.

#### Kapitel 5-1: Pulswellenanalysator (i)

Dieser Analysator führt die Berechnung des Spektrums von Pulswellen für jeden Pulsschlag durch.

##### Kapitel 5-1-1: Struktur des Analysators (i)

Fig. 50 zeigt die Struktur des Pulswellenanalysators. Wie in Fig. 50 gezeigt ist, umfaßt der Pulswellenanalysator einen Pulswellendetektor 601, eine Eingabeeinheit 602, eine Ausgabeeinheit 603, einen Wellenformabtastspeicher 604, eine Frequenzanalyseeinheit 605 und einen Mikrocomputer 606, der all diese Vorrichtungen steuert.

Der Pulswellendetektor 601 umfaßt eine Beanspruchungsmeßvorrichtung oder dergleichen, die gegen eine Speicherschlagader eines Untersuchten gedrückt werden kann, um den Druck zu erfassen, und die diesen als Pulswellensignal (Analogsignal) ausgibt. Die Eingabeeinheit 602 ist eine Vorrichtung, die vorgesehen ist für die Befehlseingabe, wie z. B. eine Tastatur, in den Mikrocomputer 606. Die Ausgabeeinheit 603 umfaßt einen Drucker, Anzeigevorrichtungen und dergleichen. Diese Vorrichtungen stehen

unter der Kontrolle des Mikrocomputers 606 und speichern das vom Untersuchten erhaltene Pulswellenspektrum, und zeigen dieses an und dergleichen. Der Wellenformabtastspeicher 604 zeichnet unter der Steuerung des Mikrocomputers 606 schrittweise die Wellenformsignale auf, die vom Pulswellendetektor 601 ausgegeben werden, und extrahiert und speichert ferner Informationen, die die Änderungspunkte im Pulswellensignal anzeigen, d. h. den Änderungspunkt von einer Pulswelle, die einem Puls entspricht, zu der Pulswelle, die dem nächsten Puls entspricht. Die genaue Struktur des Wellenformabtastspeichers 604 ist die gleiche wie die Struktur der Wellenformabtastsektion 412.

Die Frequenzanalyseeinheit 605 liefert eine wiederholte Hochgeschwindigkeitswiedergabe des im Wellenformabtastspeicher 604 gespeicherten Pulswellensignals für jeden Pulsschlag, und erhält das Spektrum, das die Pulswelle für jeden Pulsschlag bildet, und gibt dieses aus. Fig. 51 zeigt Einzelheiten der Konstruktion. Das Pulswellenspektrum für jeden entsprechenden Pulsschlag, der von der Frequenzanalyseeinheit 605 erhalten wird, wird vom Mikrocomputer 606 geholt und von der Ausgabeeinheit 603 ausgegeben.

#### Kapitel 5-1-1-1: Struktur des Wellenformabtastspeichers 604

Der Wellenformabtastspeicher 604 kann die Parameterabtastsektion 412 mit ihren Signalen und Informationen, wie in Fig. 46 gezeigt ist, verwenden. Die Erläuterung des Wellenformabtastspeichers 604 wird weggelassen, um eine Wiederholung zu vermeiden. Es wird daran erinnert, daß das gezeigte Manuell-Ausgangsmodus-Signal MAN durch das Auswahlsignal S11 ersetzt ist und das Bezugszeichen 401 durch 606 für den Mikrocomputer ersetzt ist.

#### Kapitel 5-1-1-2: Struktur der Frequenzanalyseeinheit 605

Es folgt eine genaue Beschreibung der Konstruktion der Frequenzanalyseeinheit 605 mit Bezug auf Fig. 51. Die Frequenzanalyseeinheit 605 empfängt einen Wellenformwert WD für eine Pulswelle vom Wellenformspeicher 503 im Wellenformabtastspeicher 604 mittels des Mikrocomputers 606. Der empfangene Wellenformwert WD wird wiederholt mit hoher Geschwindigkeit

wiedergegeben, wobei die Frequenzen für jeden Puls analysiert werden, um die Spektren für die Pulswellen zu berechnen. Außerdem berechnet die Frequenzanalyseeinheit 605 seriell entsprechende Spektren, die die Pulswellen bilden, in der Reihenfolge eines anfänglichen Grundspektrums der Pulswelle, gefolgt von dem zweiten Oberwellenspektrum usw.

Wenn der erste Wellenformwert WD für die Wellenform einer Pulskomponente an die Frequenzanalyseeinheit 605 ausgegeben wird, gibt der Mikrocomputer 606 ein Synchronisierungssignal SYNC und eine ganze Zahl N des Wellenformwertes WD, der in diesem Puls enthalten ist, aus und ändert das Auswahlsignal S12. Ferner gibt der Mikrocomputer 606 während der Ausgabe des Wellenformwertes WD für eine Pulskomponente schrittweise die Schreibadressen ADR5 aus, die sich von "0" bis "N-1" ändern, synchron mit der Übertragung der entsprechenden Wellenformwerte WD.

Die Pufferspeicher 201 und 202 sind vorgesehen, um die Wellenformwerte WD zu speichern, die vom Mikrocomputer 606 ausgegeben werden. Ein Verteiler 721 nimmt einen Wellenformwert WD für eine Pulswelle vom Abtastspeicher 604 auf, der über den Mikrocomputer 606 zugeführt wird, und gibt diesen an einen der Pufferspeicher 701 oder 702 aus, was durch ein Auswahlsignal S12 angewiesen wird. Ferner wählt eine Auswahlvorrichtung 722 aus den Pufferspeichern 201, 202 den Pufferspeicher aus, der durch das Auswahlsignal S2 zugewiesen wird, wobei ein Wellenformwert WH, der aus dem ausgewählten Pufferspeicher gelesen wird, an die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 (die später beschrieben wird) ausgegeben wird. Die Auswahlvorrichtungen 711 und 712 wählen die Schreibadressen ADR5 oder die Leseadressen ADR6 (die später erwähnt werden) aus, die von der Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 erzeugt werden, entsprechend dem Auswahlsignal S12, so daß dies jeweils dem entsprechenden Pufferspeicher 701 und 702 zugeführt werden.

Durch die Schaltsteuerung des obenerwähnten Verteilers 721, der Auswahlvorrichtung 722 und 701 und 702 auf der Grundlage des Auswahlsignals S12 werden Daten aus dem Pufferspeicher 702 gelesen und der Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 zugeführt, während Daten in den Pufferspeicher 701 geschrieben werden, wobei dann, wenn Daten in den Pufferspei-

cher 702 geschrieben werden, Daten aus dem Pufferspeicher 701 gelesen werden und der Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 zugeführt werden.

Die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 ist ein Mittel zum Lesen der Wellenformwerte, die den entsprechenden Pulsen entsprechen, aus den Pufferspeichern 701 und 702. Die gelesenen Adressen ADR6 werden im Bereich von "0" bis "N-1" (wobei N die Zahl von zu lesenden Wellenformen ist) geändert. Genauer erzeugt die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 die Leseadressen ADR6 während der Periode, in der jeder Wellenformwert WD, der einen bestimmten Puls entspricht, in einen Pufferspeicher geschrieben wird, und liest wiederholt über mehrere Male aus dem anderen Pufferspeicher alle Wellenformwerte WD, die dem Puls vor diesem Puls entsprechen. Zu diesem Zeitpunkt wird die Erzeugung der Leseadressen ADR6 so gesteuert, daß alle Wellenformwerte WD, die einen Puls entsprechen, normalerweise innerhalb einer festen Periode ausgelesen werden. Die Periode zum Lesen aller Wellenformwerte für einen Puls wird geändert, so daß sie den Pegel des zu erfassenden Spektrums entspricht, mit einer Änderung zu T, wenn ein Basiswellenspektrum erfaßt wird, einer Änderung zu 2T für ein zweites Oberwellenspektrum, einer Änderung zu 3T für ein drittes Oberwellenspektrum und dergleichen. Außerdem besitzt die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 einen internen Interpolator, der die Wellenformwerte WH, die aus dem Pufferspeicher 701 oder 702 gelesen worden sind, interpoliert und diese als Wellenformwert mit einer vorgegebenen Abtastfrequenz  $m/T$  ( $m$  ist eine vorgegebene ganze Zahl) ausgibt.

Ein Bandpaßfilter 750 ist ein Filter mit einer Mittenfrequenz mit einem vorgegebenen Wert  $1/T$ . Ein Sinuswellengenerator 740 ist ein Wellenformgenerator mit veränderlicher Frequenz und steht unter der Kontrolle des Mikrocomputers 606. Er gibt sequentiell entsprechende Sinuswellen der Perioden T, 2T, 3T, 4T, 5T und 6T aus, entsprechend dem zu erfassenden Spektrumpegel. Eine Spektrumerfassungseinheit 760 erfaßt entsprechende Pulsamplituden  $H_1$  bis  $H_6$  jedes Spektrums der Pulswelle auf der Grundlage des Ausgangssignalpegels vom Bandpaßfilter 750, und erfaßt die jeweiligen Spektrumsphasen  $\theta_1$  bis  $\theta_6$  auf der Grundlage der Differenz zwischen der Phase des Ausgangssignals des Bandpaßfilters 750 und der Phase der vom

Sinuswellengenerator 740 ausgegebenen Sinuswelle.

#### Kapitel 5-1-2: Operation des Analysators (i)

Es folgt eine Beschreibung der Operation des in den Fig. 46, 50 und 51 gezeigten Analysators.

Anfangs wird bei Eingabe eines Frequenzanalysestartbefehls von der Eingabeeinheit 602 eine Wellenformsammlungs-Anweisung START vom Mikrocomputer 606 ausgegeben, wobei der Wellenformadresszähler 511 und der Spitzenadresszähler 523 innerhalb des Wellenformabtastspeichers 604 zurückgesetzt werden.

##### (1) Wellenformdivision

Als Ergebnis beginnt der Wellenformadresszähler 511 mit dem Zählen des Abtasttaktes  $\phi$ , wobei der Wellenformabtastspeicher 604 in ähnlicher Weise die Wellenformsektion 412 ausführt, wie mit dem Index (a)-(1) in Kapitel 4-2-2 erläutert worden ist.

Mit anderen Worten, die Wellenformwerte  $W$ , die auf diese Weise ausgegeben werden, werden sequentiell dem Wellenformspeicher 503 zugeführt und in einen Speicherbereich geschrieben, der durch die Wellenformadresse ADR1 zu diesem Zeitpunkt  $P_1$  bis  $P_3$  zugewiesen wird.

Wenn in diesem Analysator SRK über einen vorgegebenen Wert liegt, oder genauer, wenn SRK als ausreichend nahe betrachtet wird, um demjenigen für den steigenden Abschnitt der Pulswelle zu entsprechen (STRKM in Fig. 48), liest der Mikrocomputer 606 die Wellenformadresse für den Minimalwert-Pulsschlagstartpunkt (STRKM-Startpunkt  $P_6$  in Fig. 48) aus dem Spitzeninformationsspeicher 525 und schreibt diese in das interne Schieberegister. Die nachfolgenden Operationen für die Erfassung der Scheitelpunkte  $P_3$ ,  $P_4$  usw. werden in ähnlicher Weise durchgeführt.

##### (2) Wellenformübertragung

Parallel mit der obigen Operation liest der Mikrocomputer 606 schrittweise die Wellenformwerte aus dem Wellenformspeicher 503 innerhalb des Wellenformabtastspeichers 604, und überträgt diese als Wellenformdaten WD zur Frequenzanalyseeinheit 605. Die Operation wird im folgenden mit Bezug auf die Fig. 52 und 53 beschrieben.

Wie in Fig. 53 gezeigt, wird das Auswahlsignal S11 synchron mit der Taktphase geändert, wobei der Wellenformspeicher 503 synchron eine Modumschaltung zwischen dem Schreibmodus und dem Lesemodus ausführt.

Wenn in Fig. 52 der Wellenformwert der Pulswelle  $W_n$  des einen Pulsabschnitts, der einen bestimmten Pulsschlag entspricht, in den Wellenformspeicher 503 eingegeben wird, wird anschließend zuerst das Nulldurchgang-Erfassungssignal Z zum Zeitpunkt der Eingabe des anfänglichen Minimalwertes der Pulswelle, die dem Puls entspricht, erzeugt. Diese Wellenformadresse  $ADR1 = A_0$  wird in den Spitzeninformationsspeicher 525 geschrieben (siehe Fig. 53). Anschließend wird bei Eingabe des Maximalwertes (Adresse  $A_1$ ) in den Wellenformabtastspeicher 604 erneut ein Nulldurchgang-Erfassungssignal Z erzeugt (siehe Fig. 53). Wenn der Hub zwischen dem Maximalwert und dem unmittelbar vorangehenden Minimalwert (Adresse  $A_0$ ) über einem vorgegebenen Wert liegt, wird die Adresse  $A_0$  des Minimalwertes in das (in dieser Figur nicht gezeigte) Schieberegister innerhalb des Mikrocomputers 606 geschrieben. Die auf diese Weise geschriebene Wellenformadresse wird anschließend vom Schieberegister mit einer Verzögerung von zwei Pulsschlägen ausgegeben und als Anfangsadresse des Wellenformwertes WD des einen Pulsabschnitts, der zur Frequenzanalyseeinheit 605 zu übertragen ist, zum Mikrocomputer 606 geholt. Das heißt, in Fig. 52 wird beim Schreiben der Adresse  $W_n$  des Maximalwertes der Pulswelle  $W_n$ , der einem bestimmten Pulsschlag entspricht, in das Schieberegister die Startadresse der Pulswelle  $W_{n-2}$ , die zwei Pulse vorher in das gleiche Schieberegister gelesen worden ist (Adresse des ersten Maximalwertes), aus dem Schieberegister ausgegeben und vom Mikrocomputer 606 erfaßt.

Zu diesem Zeitpunkt greift der Mikrocomputer 606 auf die Inhalte des Schieberegisters zu und erhält das Differenzmaß von der Wellenformadresse für den ersten Minimalwert der Pulswelle  $W_{n-2}$  bis zur Adresse des ersten

Minimalwerts der nächsten Pulswelle  $W_{n-1}$ . Das heißt, es wird die Anzahl  $N$  von Wellenformwerten erhalten, die in der Pulswelle  $W_{n-1}$  des einzelnen Pulsabschnitts enthalten sind. Diese wird anschließend zusammen mit dem Synchronisierungssignal SYNC an die Frequenzanalyseeinheit 605 ausgegeben. Außerdem werden die internen Verbindungszustände des Verteilers 721, der Auswahlvorrichtungen 711 und 712 und der Auswahlvorrichtung 721 geändert, z. B. in die durchgezogen gezeichneten Zustände in Fig. 51, durch Ändern des Auswahlsignals S12, das mit dem Synchronisierungssignal SYNC synchronisiert ist.

Anschließend erhöht der Mikrocomputer 606 schrittweise die Leseadresse ADR4 von der Wellenformadresse des ersten Minimalwertes der Pulswelle  $W_{n-2}$  und liefert diese über die Auswahlvorrichtung 512 zum Wellenformspeicher 503. Hierbei wird die Leseadresse ADR4 mit einer höheren Geschwindigkeit (z. B. der doppelten Geschwindigkeit) geändert im Vergleich zur Schreibadresse ADR1. Das heißt, alle Wellenformwerte, die der Pulswelle  $W_{n-2}$  entsprechen, die vor der Pulswelle  $W_{n-1}$  liegt, können ausgelesen werden, bevor der Maximalwert der Pulswelle  $W_{n+1}$  des Pulses nach der Pulswelle  $W_n$  in den Wellenformabtastspeicher 604 eingegeben wird. Parallel mit der Speicherung der Pulswelle  $W_n$  im Wellenformspeicher 503 liest der Mikrocomputer 606 den Wellenformwert WD für die Pulswelle  $W_{n-2}$  zwei Pulse vorher aus dem Wellenformspeicher 503 und überträgt diese Werte zur Frequenzanalyseeinheit 605, und liefert die Werte schrittweise zum Pufferspeicher 701 mittels des Verteilers 721. Die Schreibadresse ADR5 wird schrittweise von "0" auf "N-1" erhöht, gleichzeitig mit der Lieferung der Wellenformwerte WD schrittweise zum Pufferspeicher 701, wobei diese Schreibadressen ADR5 dem Pufferspeicher 701 über die Auswahlvorrichtung 711 zugeführt werden. Als Ergebnis werden die jeweiligen Wellenformwerte WD, die der Pulswelle  $W_{n-2}$  entsprechen, in den jeweiligen Speicherbereichen für die Adressen "0" bis "N-1" im Pufferspeicher 701 gespeichert.

### (3) Hochgeschwindigkeitswiedergabe

Parallel mit der obigen Operation gibt die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 30 die Leseadressen ADR6 aus und führt diese über die Auswahlvorrichtung 712 dem Pufferspeicher 702 zu.

Als Ergebnis werden die jeweiligen Wellenformwerte WD, die der Pulswelle  $W_{n-3}$  einen Puls vor der Pulswelle  $W_{n-2}$  entsprechen, aus dem Pufferspeicher 702 ausgelesen und mittels der Auswahlvorrichtung 722 zur Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 geholt.

Hierbei werden die jeweiligen Wellenformwerte WD, die der Pulswelle  $W_{n-3}$  innerhalb des Pufferspeichers 702 entsprechen, wiederholt über mehrere Zyklen mit einer höheren Geschwindigkeit ausgelesen als die Geschwindigkeit, mit der die jeweiligen Wellenformwerte, die der Pulswelle  $W_{n-2}$  entsprechen, im Pufferspeicher 701 gespeichert werden. Zu diesem Zeitpunkt wird die Inkrementierungsgeschwindigkeit der Leseadresse ADR6 so gesteuert, daß die Wellenformwerte WD1, die der Pulswelle  $W_{n-3}$  entsprechen, alle innerhalb einer spezifizierten Periode T ausgelesen werden. Das heißt, die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 inkrementiert die Leseadresse ADR6 mit einer höheren Geschwindigkeit, wenn die Anzahl der Wellenformwerte WD, die aus dem Pufferspeicher 702 auszulesen sind, einen großen Wert N1 aufweist, wie in Fig. 54 gezeigt ist. Andererseits wird im Fall eines kleinen N2-Wertes, wie in Fig. 55 gezeigt, die Leseadresse ADR6 mit einer langsameren Geschwindigkeit inkrementiert, so daß die Leseadresse ADR6 das "0"- bis "N1-1"- oder "0"- bis "N2-1"-Segment innerhalb der spezifizierten Periode wechselt. Der Wellenformwert WD, der auf diese Weise schrittweise ausgelesen wird, wird einer Interpolationsoperation in der Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 unterworfen und bei Erreichen eines Wellenformwertes WH einer spezifizierten Abtastfrequenz  $m/T$  dem Bandpaßfilter 750 unterworfen.

#### (4) Spektrumdetektor

Das Bandpaßfilter 750 wählt ein Signal der Frequenz  $1/T$  aus den Zeitreihendaten für die Wellenform WH aus und läßt dieses durch, und liefert es an die Spektrumerfassungseinheit 760. Andererseits erzeugt der Sinuswellengenerator 740 eine Sinuswelle mit einer Periode T, wie in Fig. 56 gezeigt, und liefert diese an die Spektrumerfassungseinheit 760. Die Spektrumerfassungseinheit 760 erfaßt den Ausgangssignalpegel vom Bandpaßfilter 750 über mehrere Wellen und gibt einen repräsentativen Wert als Grundwellen-



spektrumsamplitude  $H_1$  der Pulswelle  $W_{n-3}$  aus. Sie erfaßt ferner die Phasendifferenz zwischen der Ausgangssignalphase des Bandpaßfilters 750 und der Ausgangssinuswellenphase vom Sinuswellengenerator 740 über mehrere Wellen, und gibt den repräsentativen Wert als Grundwellenspektrumsphase  $\theta_1$  für die Pulswelle  $W_{n-3}$  aus. Aus diesen entsprechenden repräsentativen Werten werden z. B. der Ausgangssignalpegel, der den jeweiligen Wellen unmittelbar vor der Ausgabe des Grundwellenspektrums entspricht, sowie der durchschnittliche Bewegungswert der Phasendifferenz berechnet.

Anschließend setzt die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 die Inkrementierungsgeschwindigkeit der Leseadresse ADR6 auf  $1/2$  im Fall der Grundwellenspektrumserfassung, um somit alle Wellenformwerte für die Pulswelle  $W_{n-3}$  innerhalb der spezifizierten Periode  $2T$  zu lesen. Ferner liest sie wiederholt die Wellenformwerte  $WH$ , die der Pulswelle  $W_{n-3}$  entsprechen, aus und liefert diese zum Bandpaßfilter 750 (siehe Fig. 56). Anschließend wird ein Signal der Frequenz  $1/T$  in den Zeitskalendaten, die den Wellenformwert  $WH$  bilden, d. h. das Signal, das der zweiten Oberwelle der Pulswelle  $W_{n-3}$  entspricht, vom Bandpaßfilter 750 weitergeleitet und der Spektrumerfassungseinheit 760 zugeführt. Als Ergebnis wird die Amplitude  $H_2$  des zweiten Oberwellenspektrums der Pulswelle  $W_{n-3}$  von der Spektrumerfassungseinheit 760 erfaßt und ausgegeben.

Andererseits erzeugt der Sinuswellengenerator 740 eine Sinuswelle mit einer Periode  $2T$  und liefert diese an die Spektrumerfassungseinheit 760 (siehe Fig. 56). Als Ergebnis wird die Phase  $\theta_2$  des Grundwellenspektrums der Pulswelle  $W_{n-3}$  von der Spektrumerfassungseinheit 760 ausgegeben.

Anschließend wird im Fall des Grundwellenspektrums die Inkrementierungsgeschwindigkeit der Leseadresse ADR6 schrittweise verändert zu  $1/3$ ,  $1/4$ ,  $1/5$ ,  $1/6$ . Die Periode der vom Sinuswellengenerator 740 erzeugten Sinuswelle wird in Übereinstimmung ebenfalls schrittweise geändert zu  $3T$ ,  $4T$ ,  $5T$ ,  $6T$ , wobei eine Operation ähnlich der obigen ausgeführt wird. Die Amplituden  $H_3$  bis  $H_6$  und die Phasen  $\theta_3$  bis  $\theta_6$  der dritten bis sechsten Oberwellenspektren werden von der Spektrumerfassungssektion 760 ausgegeben. Die jeweiligen Spektren für die Pulswelle  $W_{n-3}$ , die auf diese Weise erhalten werden, werden vom Mikrocomputer 606 geholt.

Der Mikrocomputer 606 berechnet anschließend die Frequenz:

$$f = \frac{1}{N \cdot \tau}$$

der Grundwelle unter Verwendung der Zahl N der Wellenformwerte WD, die der Pulswelle  $W_{n-3}$  entsprechen, und der Periode  $\tau$  des Taktes  $\phi$ , und gibt diese zusammen mit den obenerwähnten Spektrum am Ausgabeabschnitt 603 aus.

Anschließend steigt die Pulswelle  $W_{n+1}$  einen Pulsschlag nach der Pulswelle  $W_n$  an, wobei bei Eingabe des anfänglichen Maximalwertes in den Wellenformabstastspeicher 604 der Mikrocomputer 606 ein synchronisiertes Signal SYNC erzeugt und die Zahl N der Wellenformwerte WD, die in der Pulswelle  $W_{n-2}$  enthalten sind, ausgibt. Ferner wird das Auswahlsignal S12 invertiert, so daß die internen Verbindungszustände des Verteilers 721, der Auswahlvorrichtungen 711 und 712 und der Auswahlvorrichtung 721 gleich denjenigen werden, die in Fig. 51 mit gestrichelter Linie gezeigt sind. Außerdem liest der Mikrocomputer 606 parallel mit der Speicherung der Pulswelle  $W_{n+1}$  im Wellenformspeicher 503 aus dem Wellenformspeicher 503 die Wellenformwerte WD für die Pulswelle  $W_{n-1}$  zwei Pulse vorher, und überträgt diese zur Frequenzanalyseeinheit 605, und liefert diese nacheinander über den Verteiler 721 zum Pufferspeicher 702. Andererseits liest die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730 parallel mit dieser Aktion aus dem Pufferspeicher 701 die jeweiligen Wellenformwerte WD, die der Pulswelle  $W_{n-2}$  einen Pulsschlag vor der Pulswelle  $W_{n-1}$  entsprechen, und gibt diese anschließend als Wellenformwerte WH aus nach Interpolation durch die Hochgeschwindigkeits-Wiedergabeeinheit 730. Eine ähnliche Verarbeitung wie diejenige für die Pulswelle  $W_{n-3}$  wird anschließend für die Wellenformwerte WH ausgeführt, die der Pulswelle  $W_{n-2}$  entsprechen, wobei das Spektrum erhalten wird.

Anschließend werden die nacheinander ankommenden jeweiligen Pulswellen in ähnlicher Weise wie oben verarbeitet, wobei die Spektren für die jeweiligen Pulswellen schrittweise erhalten werden und von der Ausgabeeinheit 603 als

Wellenformparameter, die den individuellen Pulsen entsprechen, ausgegeben werden.

#### Kapitel 5-2: Pulswellenanalysator (ii)

In dem in Kapitel 5-1 erläuterten Analysator (i) wurden die im Wellenformspeicher 503 gespeicherten Wellenformdaten als Pulsschläge wiedergegeben, wobei das Pulswellenspektrum für jeden Pulsschlag berechnet wurde. Im Gegensatz hierzu wird mit dem vorliegenden Analysator (ii) eine Technik verwendet, wie z. B. diejenige, die vom vorliegenden Erfinder in Kapitel 2 vorgeschlagen worden ist. Mit dieser Technik werden die Werte für die jeweiligen Elemente des elektrischen Modells, modelliert auf der arteriellen Systemdynamik eines Untersuchten, erhalten auf der Grundlage der Pulswellen, die vom Untersuchten erhalten werden, und der Ergebnisse, die als zustandsanzeigende Parameter verwendet werden.

Das Modell betrachtet vier Parameter der Faktoren, die das Verhalten des menschlichen arteriellen Kreislaufsystems bestimmen; nämlich das Moment aufgrund des Blutflusses in der proximalen Sektion im arteriellen System, den Gefäßwiderstand aufgrund der Blutviskosität in der proximalen Sektion, die Nachgiebigkeit der Blutgefäße (viskose Elastizität) in der proximalen Sektion, und den Gefäßwiderstand in der distalen Sektion, und modelliert diese vier Parameter als elektrisches Modell. Die Einzelheiten des Modells wurden in Kapitel 2-1 beschrieben.

Im vorliegenden Analysator (ii) schreibt der Mikrocomputer 606 mittels der Auswahlvorrichtung 722 nacheinander in einen der Pufferspeicher 701, 702 die Wellenformdaten, die den jeweiligen Pulsschlägen entsprechen, und liest aus dem anderen Pufferspeicher, in den nicht geschrieben wird, Wellenformdaten, die einem Pulsschlag entsprechen. Anschließend simuliert er die Operation des Vier-Parameter-Modells zu dem Zeitpunkt, zu dem ein elektrisches Signal, das der Druckwelle am Arterienanfangsabschnitt entspricht, angelegt wird, schätzt die Werte der verschiedenen Parameter des elektrischen Modells, um somit Wellenformen auszugeben, die den Wellenformdaten entsprechen, die aus dem Pufferspeicher 701 oder 702 gelesen werden, und gibt die berechneten Ergebnisse als Wellenformparameter aus.

Die Werte für die verschiedenen Parameter im elektrischen Modell können erhalten werden mittels Versuch und Irrtum, indem die Werte der Parameter geändert werden und die Simulationsoperation wiederholt wird. Es ist jedoch auch möglich, die in Kapitel 2 beschriebene Technik zu verwenden. Außerdem können die Dynamik-Kreislaufparameter aus der Verzerrung der Pulswellenform erhalten werden, wie in Kapitel 3 beschrieben worden ist.

### Kapitel 5-3: Variation der fünften Ausführungsform

Die fünfte Ausführungsform ist nicht auf die obigen Analysatoren (i) und (ii) beschränkt. Zum Beispiel sind zahlreiche Variationen möglich, wie im folgenden gezeigt wird.

#### Analysator (iii)

Im obigen Analysator (i), der in Kapitel 5-1 beschrieben worden ist, wurde die Frequenzanalyse der Pulswelle mittels Hardware ausgeführt. Die vorliegende Ausführungsform ist jedoch nicht hierauf beschränkt, wobei die Frequenzanalyse mittels Software ausgeführt werden kann, die vom Mikrocomputer 606 ausgeführt wird. Weitere Frequenzanalyseverfahren, wie z. B. DFT (diskrete Fourier-Transformation), FFT (schnelle Fourier-Transformation) und dergleichen können geeignet sein.

#### Analysator (iv)

In den obigen jeweiligen Analysatoren (i) und (ii), die in Kapitel 5-1 und 5-2 beschrieben worden sind, wurden die Wellenformparameter, die den jeweiligen Pulsschlägen entsprechen, in Echtzeit ausgegeben, wie sie jeweils erhalten wurden. Das Ausgabeverfahren für die Wellenformparameter ist jedoch nicht auf dieses Verfahren beschränkt. Zum Beispiel kann der Mikrocomputer 606 den mittleren Summenwert der Wellenformparameter für eine vorgegebene Anzahl von Pulsschlägen berechnen und diesen ausgeben. Außerdem kann der Mikrocomputer 606 den mittleren Summenwert der Wellenformparameter der vorgegebenen Anzahl von vorherigen Pulsschlägen, d. h. den mittleren Bewegungswert der Wellenformparameter, berechnen und diesen in Echtzeit ausgeben.

#### Analysator (v)

In Kapitel 5-1 und 5-2 wurden die obigen jeweiligen Analysatoren (i) und (ii) für die Ausführung der Analyse des Speichenpulses beschrieben. Die Aufgabe der Analyse der vorliegenden Erfindung ist jedoch nicht nur auf den Speichenpuls beschränkt. Sie kann z. B. auch auf Fingerspitzen-Pulswellen und dergleichen und andere Typen von Pulswellen angewendet werden.

#### Analysator (vi)

Viele Parameter neben denjenigen, die in den jeweiligen Beispielen angegeben sind, können als Wellenformparameter der Pulswelle betrachtet werden. Wenn der Pulswellenanalysator gemäß der vorliegenden Erfindung zur Diagnose verwendet wird, können Wellenformparameter gewechselt werden, um diejenigen zu erhalten, die für die Diagnose geeignet sind. Zum Beispiel hat der vorliegende Erfinder in Kapitel 4 ein Gerät vorgeschlagen, das den Streßpegel des Untersuchten erhält auf der Grundlage der Amplitude und der Phase der Scheitelpunkte, die in der Pulswelle erscheinen. Mit dem Gerät gemäß der obigen Ausführungsform können Informationen bezüglich der Scheitelpunkte erhalten werden aus den Pulswellen, die jedem Pulsschlag zugeordnet sind, und können für die Bewertung der Streßpegel verwendet werden.

In der vorliegenden Erfindung bezieht sich der lebende Körper auf den Körper des Untersuchten, der der Diagnose oder Analyse unterzogen werden soll, jedoch ist der lebende Körper nicht unbedingt nur auf einen menschlichen Körper beschränkt. Das in der vorliegenden Erfindung umrissene Grundprinzip sollte gleichermaßen auch auf Tierkörper anwendbar sein.

Ferner ist die vorliegende Erfindung nicht durch die Ausführungsformen beschränkt, die in den Kapiteln 1-3 und 5 dargestellt sind. Verschiedene andere Abwandlungen oder Anwendungen sind innerhalb des Umfangs der Ansprüche möglich.

Europäische Patentanmeldung  
Nr. 94 904 004.2  
Seiko Epson Corporation

28198P DEU/LA

### Patentansprüche

1. Diagnosegerät, das umfaßt:  
ein Datenbankmittel (26) zum relationalen Speichern von Diagnoseergebnissen, die mehrere verschiedene Lebkörper-Diagnose-Störungsbedingungen darstellen, und von Parameterdaten, die jeweils mehrere Lebkörper-Pulsstellen darstellen, wobei die Beziehungen zwischen den Diagnoseergebnissen und den Parameterdaten von einem Untersucher im voraus bestimmt werden durch eine unabhängige Diagnose wenigstens eines ersten lebenden Körpers und Messung der jeweiligen Pulsstellen des wenigstens einen ersten lebenden Körpers; und  
ein Diagnosemittel (21) zum Empfangen von Parameterdaten, die eine Pulsstelle darstellen, die an einer Stelle an wenigstens einem lebenden Körper gemessen worden sind, der der Diagnose unterzogen wird, zum Abgleich der empfangenen Parameterdaten mit Pulsstellen darstellende Parameterdaten in der Datenbank, und zum Ausgeben eines Diagnoseergebnisses in bezug auf die abgeglichenen Parameterdaten, die in der Datenbank (26) gespeichert sind.
2. Diagnosegerät nach Anspruch 1, das ferner umfaßt;  
ein Lebkörperzustand-Eingabemittel (25) zum Eingeben der Diagnoseergebnisse, die mehrere Lebkörper-Störungsbedingungen darstellen, und der Parameterdaten, die jeweils mehrere der Lebkörper-Pulsstellen in bezug auf die jeweiligen mehreren Körper-Störungsbedingungen darstellen, in die Datenbank.
3. Diagnosegerät nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, bei dem die Diagnoseergebnisse eine Beziehung zwischen Pulsstellen, die als Parameterdaten dargestellt werden, und medizinisch therapeutischen Daten anzeigen.

4. Diagnosegerät nach irgendeinem der vorangehenden Ansprüche, bei dem das Datenbankmittel dafür konfiguriert ist, Diagnoseergebnisse in bezug auf Parameterdaten, die mehrere Pulswellen darstellen, die mehreren Pulswellenmeßstellen an einem lebenden Körper zugeordnet sind, zu speichern, und

das Diagnosemittel Parameterdaten empfängt, die mehrere Pulswellen darstellen, die von mehreren Stellen an wenigstens einem lebenden Körper, der der Diagnose unterzogen wird, gemessen worden sind, um die empfangenen Parameterdaten mit Pulswellen darstellenden Parameterdaten in der Datenbank abzugleichen, und um ein Diagnoseergebnis in bezug auf die in der Datenbank gespeicherten abgeglichenen Parameterdaten auszugeben.

5. Diagnosegerät nach irgendeinem der vorangehenden Ansprüche, bei dem das Diagnosemittel dafür konfiguriert ist, ein Diagnoseergebnis eines lebenden menschlichen Körpers auszugeben.

6. Diagnosegerät nach irgendeinem der vorangehenden Ansprüche, das ferner ein Pulswellendetektormittel umfaßt zum Erfassen einer Pulswelle an einer Stelle am lebenden Körper, um diese an das Diagnosemittel auszugeben.

7. Diagnosegerät nach irgendeinem der Ansprüche 1 bis 5, das ferner eine Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt; wobei die Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt:

ein Pulswelleneingabemittel zum Eingeben von Informationen, die eine radial-arterielle Pulswelle des lebenden Körpers darstellen; und

ein Analysemittel für:

- (1) das Nutzen eines elektrischen Modells, das das arterielle System vom proximalen Abschnitt bis zum distalen Abschnitt des lebenden Körpers simuliert;
- (2) das Eingeben eines elektrischen Signals, das die Druckwellenformen am proximalen Abschnitt darstellt, in das Modell;
- (3) das Berechnen der Werte der Elemente des Modells, um somit die wirkliche Pulswelle zu duplizieren, die vom Pulswelleneingabemittel

eingetragen worden ist, und

(4) das Ausgeben dieser berechneten Werte als Parameterdaten.

8. Diagnosegerät nach Anspruch 7, bei dem das Pulswelleneingabemittel ein Pulswellenerfassungsmittel zum nicht-invasiven Erfassen der Pulswelle des lebenden Körpers ist.

9. Diagnosegerät nach Anspruch 7, bei dem das Pulswelleneingabemittel ein Lesemittel zum Auslesen von Informationen, die eine radial-arterielle Pulswelle darstellen, aus einem Speichermedium ist.

10. Diagnosegerät nach Anspruch 8, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung versehen ist mit einem Aufzeichnungsmittel zum Aufzeichnen der Berechnungsergebnisse, die vom Analysemittel geliefert werden, und bei dem das Pulswellenerfassungsmittel dafür konfiguriert ist, wiederholt radial-arterielle Pulswellen zu erfassen, und wobei das Analysemittel dafür konfiguriert ist, wiederholt die Werte jedes der Elemente im elektrischen Modell auf der Grundlage der erfaßten arteriellen Pulswellenformen zu berechnen.

11. Diagnosegerät nach Anspruch 8, bei dem das Analysemittel dafür konfiguriert ist:

(1) ein konzentriertes Vier-Parameter-Schaltungsmodell als ein elektrisches Modell zu verwenden, das das arterielle System eines lebenden Körpers von einem proximalen Abschnitt bis zu einem distalen Abschnitt simuliert, wobei das konzentrierte Vier-Parameter-Schaltungsmodell folgende Elemente umfaßt:

(i) einen ersten Widerstand, der den Gefäßwiderstand aufgrund der Blutflußviskosität im proximalen Abschnitt des arteriellen Systems simuliert;

(ii) eine Induktivität, die die Blutflußbewegungsenergie im proximalen Abschnitt der arteriellen Systems simuliert;

(iii) einen Kondensator, der die Gefäßastizität im proximalen Abschnitt des arteriellen Systems simuliert; und

(iv) einen zweiten Widerstand, der den Gefäßwiderstand aufgrund der Blutflußviskosität im distalen Abschnitt der elektrischen Schaltung simuliert; wobei



eine Serienschaltung in Serie mit dem ersten Widerstand und der Induktivität, sowie eine Parallelschaltung parallel zum Kondensator und dem zweiten Widerstand der Reihe nach in Serie zwischen einem Paar von Eingangsanschlüssen des konzentrierten Vier-Parameter-Schaltungsmodells angeordnet sind; und

(2) Eingeben eines elektrischen Signals, das die Druckwellenformen am proximalen Abschnitt darstellt, in das Modell; und Berechnen der Werte der Elemente des Modells, um somit die wirkliche Pulswelle zu duplizieren, die an der Radial-Arterie des lebenden Körpers erfaßt wird.

12. Diagnosegerät nach Anspruch 11, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung mit einem Pulsschlagvolumenerfassungsmittel versehen ist zum Erfassen des Pulsschlagvolumens pro Pulsschlag des arteriellen Systems im lebenden Körper; wobei das Analysemittel dafür konfiguriert ist:

den Wert der Induktivität auf der Grundlage des Pulsschlagvolumens zu berechnen, und

die Werte des ersten Widerstands, der Kondensators und des zweiten Widerstands auf der Grundlage des berechneten Wertes der Induktivität, der Kreisfrequenz und der Dämpfungsrate der wirklichen Blutdruckwellenformen zu berechnen.

13. Diagnosegerät nach Anspruch 11, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung versehen ist mit einem Blutflußvolumenerfassungsmittel zum Erfassen des Blutflußvolumens des lebenden Körpers; wobei das Analysemittel dafür konfiguriert ist:

den Wert der Induktivität auf der Grundlage des Blutflußvolumens zu berechnen, und

die Werte des ersten Widerstands, der Kondensators und des zweiten Widerstands auf der Grundlage des berechneten Wertes der Induktivität, der Kreisfrequenz und der Dämpfungsrate der wirklichen Blutdruckwellenformen zu berechnen.

14. Diagnosegerät nach Anspruch 11, bei dem ein elektrisches Signal, das einer Pulswelle am proximalen Abschnitt entspricht, ausgedrückt wird durch eine Wellenform  $e(t)$  mit einer Periode  $t_p$ ; wobei die Wellenform  $e_t$

definiert ist durch:

$$e(t) = E_0 + E_m \{1 - (t/t_{p1})\}$$

für eine Periode von  $0 \leq t < t_{p1}$ ; und durch

$$e(t) = E_0 \text{ für } t_{p1} \leq t < t_p;$$

wobei:  $E_0$  die Spannung ist, die einen minimalen Blutdrucks ergibt; und  $E_m$  die Differenz zwischen den Spannungen ist, die die maximalen und minimalen Blutdrücke ergeben.

15. Diagnosegerät nach Anspruch 8, bei dem das Pulswellenerfassungsmittel dafür konfiguriert ist, mehrere Pulswellen an mehreren Stellen am lebenden Körper zu erfassen, und

wobei das Analysemittel dafür konfiguriert ist, elektrische Signale, die die Druckwellenformen am proximalen Abschnitt darstellen, in das Modell einzugeben, und die Werte der Elemente des Modells zu berechnen, um somit die wirklichen mehreren Pulswellen, die an der Radial-Arterie des lebenden Körpers erfaßt werden, zu duplizieren.

16. Diagnosegerät nach Anspruch 8, bei dem das Pulswellenerfassungsmittel umfaßt:

ein Dünnschichtvorrichtungselement, das dafür konfiguriert ist, an einem Finger eines Untersuchers angeordnet zu werden; und

einen Drucksensor, der am Dünnschichtvorrichtungselement angeordnet ist.

17. Diagnosegerät nach Anspruch 8, bei dem das Pulswellenerfassungsmittel umfaßt:

(1) einen Pulswellensensor, der ein Dünnschichtvorrichtungselement umfaßt, das dafür konfiguriert ist, an einem Finger eines Untersuchers angeordnet zu werden; und einen Drucksensor, der am Dünnschichtvorrichtungselement angeordnet ist;

(2) ein Gleichstromkomponentenerfassungsmittel zum Erfassen der Gleichstromkomponenten in den Erfassungssignalen vom Pulswellensensor;

(3) ein Wechselstromkomponentenerfassungsmittel zum Erfassen der Wechselstromkomponenten in den Erfassungssignalen vom Pulswellen-

sensor;

(4) ein Speichermittel zum Speichern der Ausgangsergebnisse vom Gleichstromkomponentenerfassungsmittel; und

(5) ein Dekrementierungsmittel zum Ausgeben des Wertes der Differenz zwischen den Daten, die im Speichermittel gespeichert sind, und den Erfassungsergebnissen des Gleichstromkomponentenerfassungsmittels.

18. Diagnosegerät nach Anspruch 8, bei dem die Parameterdaten vom Analysemittel in ein Speichermedium geschrieben werden.

19. Diagnosegerät nach irgendeinem der Ansprüche 1 bis 5, das ferner eine Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt, wobei die Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt:

ein Pulswellenerfassungsmittel zum Erfassen einer Pulswelle von einem lebenden Körper;

ein Verzerrungsberechnungsmittel zum Berechnen eines Pulswellenverzerrungsfaktors der vom Pulswellenerfassungsmittel erfaßten Pulswelle; und

ein Wellenformermittlungsmittel zum Ermitteln der Parameterdaten auf der Grundlage des vom Verzerrungsberechnungsmittel berechneten Verzerrungsfaktors.

20. Diagnosegerät nach irgendeinem der Ansprüche 1 bis 5, das ferner eine Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt, die umfaßt:

ein Pulswelleneingabemittel zum Eingeben von Informationen, die eine Pulswelle eines lebenden Körpers darstellen;

ein Verzerrungsberechnungsmittel zum Berechnen eines Pulswellenverzerrungsfaktors aus den Informationen, die eine Pulswelle darstellen; und

ein Parameterbeschaffungsmittel zum Beschaffen der Parameterdaten auf der Grundlage des vom Verzerrungsberechnungsmittel berechneten Verzerrungsfaktors.

21. Diagnosegerät nach Anspruch 20, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung versehen ist mit einem Lesemittel zum Auslesen der Informationen, die eine Pulswelle darstellen, aus einem Speichermedium.

22. Diagnosegerät nach Anspruch 20, bei dem das Pulswelleneingabemittel ein Pulswellenerfassungsmittel zum nicht-invasiven Erfassen der Pulswelle eines lebenden Körpers ist.

23. Diagnosegerät nach Anspruch 20, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung versehen ist mit einem Schreibmittel zum Schreiben der Parameterdaten in ein Speichermedium.

24. Diagnosegerät nach irgendeinem der Ansprüche 1 bis 5, das ferner eine Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt, wobei die Pulswellenanalysevorrichtung ferner umfaßt:

- ein Pulswellenerfassungsmittel zum Erfassen einer Pulswelle von einem lebenden Körper;

- ein Analysemittel zum Ausgeben von Scheitelpunkt- oder Zeitablaufdaten eines Scheitelpunktes der Pulswelle, die vom Pulswellenerfassungsmittel erfaßt worden ist, als Parameterdaten.

25. Diagnosegerät nach Anspruch 24, bei dem das Analysemittel umfaßt:

- ein Differenziermittel zum Differenzieren der vom Pulswellenerfassungsmittel erfaßten Pulswelle;

- ein Wendepunkterfassungsmittel zum Erfassen eines Zeitpunkts, zu dem ein Ausgang vom Differenziermittel gleich "0" ist; und

- ein Zählmittel zum Zählen eines Abtasttaktes,

wobei das Analysemittel dafür konfiguriert ist, Scheitelpunkt- oder Zeitablaufdaten für einen Scheitelpunkt für die Parameterdaten auszugeben auf der Grundlage von: dem Zählerwert vom Zählmittel, und der Amplitude der Pulswelle, die vom Erfassungsmittel erfaßt wird, wenn der Ausgang des Differenziermittels gleich "0" ist.

26. Diagnosegerät nach Anspruch 24, bei dem das Analysemittel umfaßt:

- ein Anzeigemittel zum Anzeigen der vom Pulswellenerfassungsmittel erfaßten Pulswelle; und

- ein Bestimmungsmittel zum Bestimmen eines Scheitelpunktes der

Pulsquelle, die im Anzeigemittel angezeigt wird,

wobei das Analysemittel Scheitelpunkt- oder Zeitablaufdaten eines Scheitelpunktes als Parameterdaten ausgibt auf der Grundlage des vom Bestimmungsmittel bestimmten Scheitelpunktes.

27. Diagnosegerät nach irgendeinem der Ansprüche 1 bis 5, das ferner eine Pulswellenanalysevorrichtung umfaßt, wobei die Pulswellenanalysevorrichtung ferner umfaßt:

ein Wellenformspeichermittel zum aufeinanderfolgenden Speichern sequentieller Daten von Pulswellen eines lebenden Körpers gemäß einer vorgegebenen Schreibgeschwindigkeit;

ein Wiedergabemittel zum Unterteilen der sequentiellen Daten in sequentielle Daten, die jeweils einem Pulsschlag entsprechen, und Lesen der jeweils unterteilten sequentiellen Daten aus dem Wellenformspeichermittel; und

ein Analysemittel zum Berechnen der Parameterdaten für Pulswellen, die dem jeweiligen Pulsschlag zugeordnet sind, auf der Grundlage der sequentiellen Daten, die jedem Pulsschlag zugeordnet sind und aus dem Wiedergabemittel gelesen werden.

28. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem das Analysemittel dafür konfiguriert ist, das Spektrum der sequentiellen Daten zu berechnen und dieses als Parameterdaten auszugeben.

29. Diagnosegerät nach Anspruch 28, bei dem das Wiedergabemittel dafür konfiguriert ist, die sequentiellen Daten mehrmals über mehrere Zeitpunkte mit einer Auslesegeschwindigkeit auszulesen, die höher ist als die Schreibgeschwindigkeit.

30. Diagnosegerät nach Anspruch 29, bei dem das Wiedergabemittel dafür konfiguriert ist, die sequentiellen Daten für einen Pulsschlag aus dem Wellenformspeichermittel mit einer Geschwindigkeit auszulesen, die proportional zu deren Datenlänge ist; wobei das Analysemittel dafür konfiguriert ist, das Spektrum der Frequenz einer ganzzahligen Komponente der Ausleseperiode der sequentiellen Daten, die einem Pulsschlag zugeordnet sind, zu erfassen.

31. Diagnosegerät nach Anspruch 30, bei dem das Wiedergabemittel dafür konfiguriert ist, die Auslesegeschwindigkeit schrittweise zu ändern, so daß sie einem Niveau des jeweiligen zu erfassenden Spektrums entspricht; und das Analysemittel dafür konfiguriert ist, für jede Änderung das Spektrum einer festen Frequenz einer ganzzahligen Komponente der Ausleseperiode der sequentiellen Daten, die einem Pulsschlag zugeordnet sind, zu erfassen.

32. Diagnosegerät nach Anspruch 31, bei dem das Pulswellenanalysemittel mit einem Sinuswellenerzeugungsmittel versehen ist, um ein Sinuswellensignal zu erzeugen und auszugeben, das eine feste Frequenz einer ganzzahligen Komponente der Ausleseperiode der sequentiellen Daten, die einem Pulsschlag zugeordnet sind, aufweist, wobei das Analysemittel dafür konfiguriert ist, die Phase des Spektrums auf der Grundlage des Sinuswellensignals zu erfassen.

33. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem das Analysemittel dafür konfiguriert ist:

(1) ein elektrisches Modell zu nutzen, das das arterielle System vom proximalen Abschnitt bis zum distalen Abschnitt eines lebenden Körpers simuliert,

(2) ein elektrisches Signal, das die Druckwellenform am proximalen Abschnitt darstellt, in das Modell einzugeben;

(3) die Werte der Elemente des Modells zu berechnen, um somit die Pulswelle entsprechend den sequentiellen Daten, die vom Wiedergabemittel gelesen werden, zu duplizieren; und

(4) die berechneten Werte als Parameterdaten auszugeben.

34. Diagnosegerät nach Anspruch 33, bei dem das elektrische Modell umfaßt:

(i) einen ersten Widerstand, der den Gefäßwiderstand aufgrund der Blutflußviskosität im proximalen Abschnitt des arteriellen Systems simuliert;

(ii) eine Induktivität, die die Blutflußbewegungsenergie im proximalen Abschnitt der arteriellen Systems simuliert;

(iii) einen Kondensator, der die Gefäßelastizität im proximalen Abschnitt

des arteriellen Systems simuliert; und

(iv) einen zweiten Widerstand, der den Gefäßwiderstand aufgrund der Blutflußviskosität im distalen Abschnitt der elektrischen Schaltung simuliert; wobei

eine Serienschaltung in Serie mit dem ersten Widerstand und der Induktivität, sowie eine Parallelschaltung parallel zum Kondensator und dem zweiten Widerstand der Reihe nach in Serie zwischen einem Paar von Eingangsanschlüssen des elektrischen Modells angeordnet sind.

35. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem das Analysemittel umfaßt:

ein Verzerrungsberechnungsmittel zum Berechnen eines Pulswellenverzerrungsfaktors, der jedem Pulsschlag zugeordnet ist, auf der Grundlage der sequentiellen Daten, die jedem Pulsschlag zugeordnet sind; und

ein Ausgabemittel zum Ausgeben der Parameterdaten auf der Grundlage des berechneten Pulswellenverzerrungsfaktors.

36. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem das Analysemittel dafür konfiguriert ist, einen Amplitudenwert und einen Phasenwert am Scheitelpunkt der Pulswelle für jeden Pulsschlag auszugeben.

37. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung versehen ist mit einem Lesemittel zum Auslesen sequentieller Daten aus einem Speichermittel.

38. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung dafür konfiguriert ist, sequentielle Daten der Pulswelle zu erhalten durch ein Pulswellenerfassungsmittel zum nicht-invasiven Erfassen der Pulswelle.

39. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem die Analysevorrichtung dafür konfiguriert ist, den Summenmittelwert der Parameterdaten, die jedem Pulsschlag zugeordnet sind, für eine vorgegebene Anzahl von Pulsschlägen zu berechnen und auszugeben.

40. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem das Analysemittel dafür

konfiguriert ist, einen mittleren Bewegungswert der Parameterdaten, die jedem Pulsschlag zugeordnet sind, zu berechnen und auszugeben.

41. Diagnosegerät nach Anspruch 27, bei dem die Pulswellenanalysevorrichtung versehen ist mit einem Schreibmittel zum Schreiben der Parameterdaten in ein Speichermedium.



FIG.1

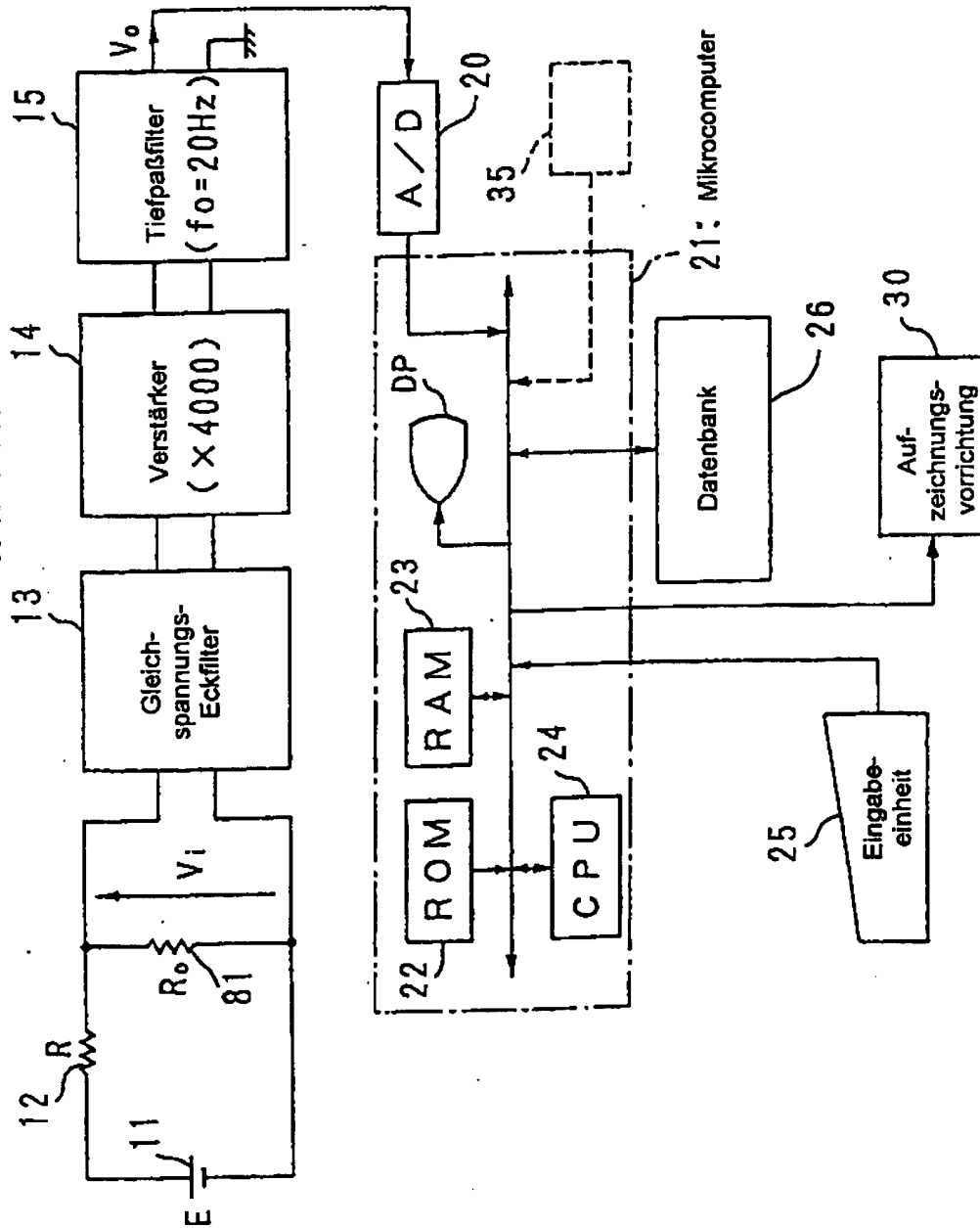


FIG.2

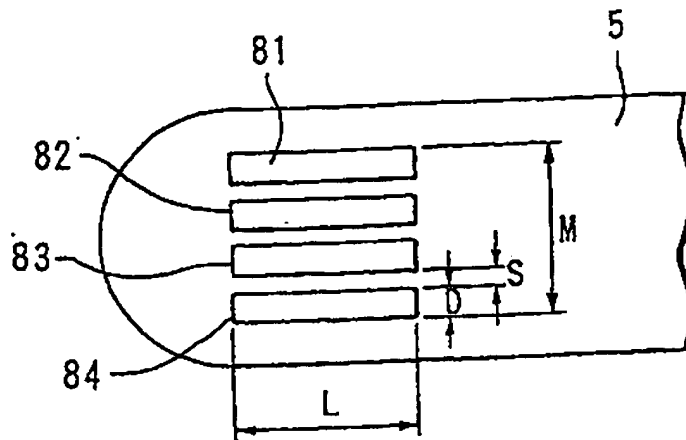


FIG.3A



FIG.3B

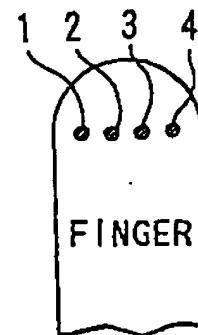


FIG.4A

Pulswellen am V-Punkt (Vata-Punkt: 2. Finger)

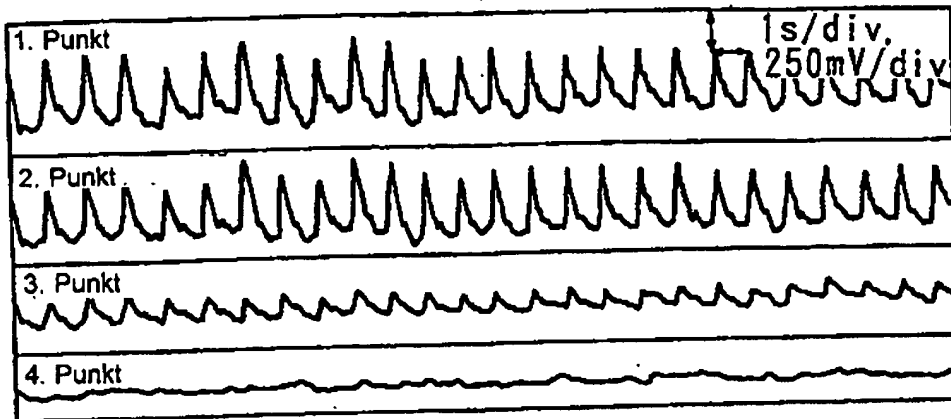


FIG.4B

Pulswellen am P-Punkt (Pitta-Punkt: 3. Finger)

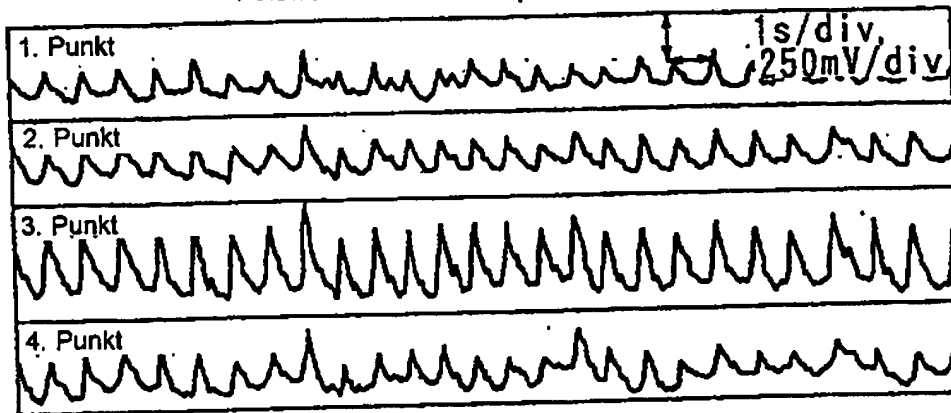
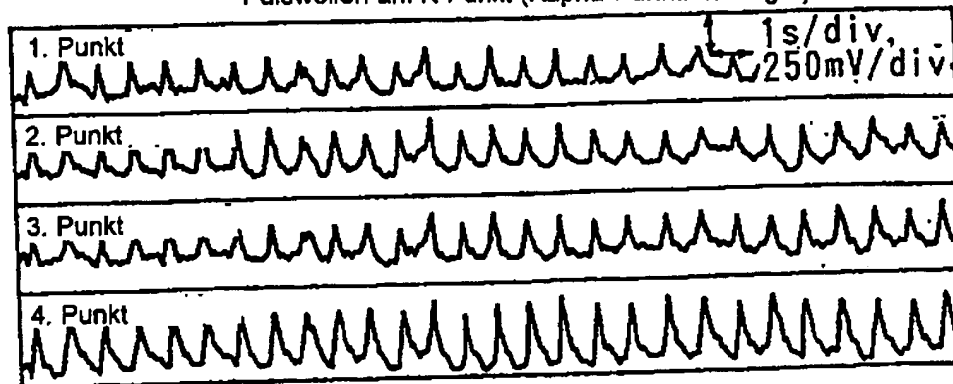


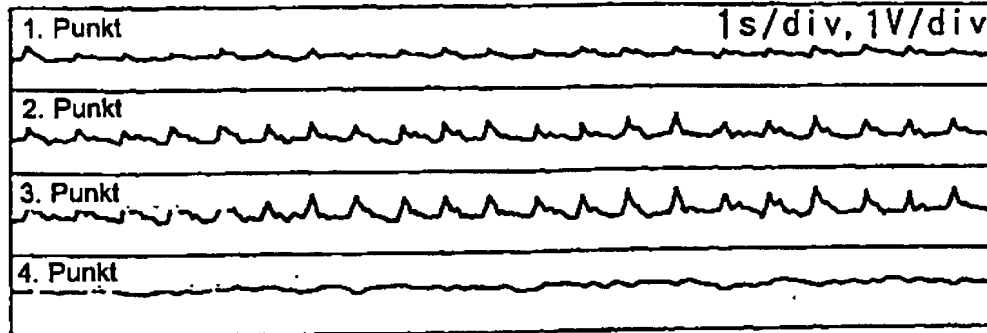
FIG.4C

Pulswellen am K-Punkt (Kapha-Punkt: 4. Finger)



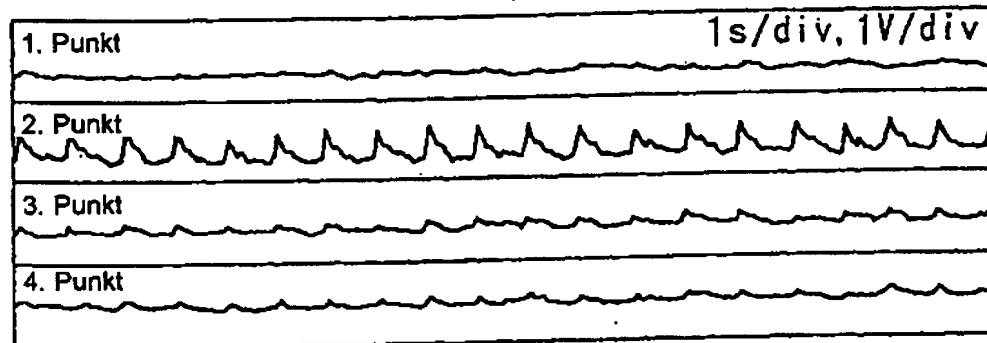
## FIG.5A

Pulswellen am V-Punkt (Vata-Punkt: 2. Finger)



## FIG.5B

Pulswellen am P-Punkt (Pitta-Punkt: 3. Finger)



## FIG.5C

Pulswellen am K-Punkt (Kapha-Punkt: 4. Finger)

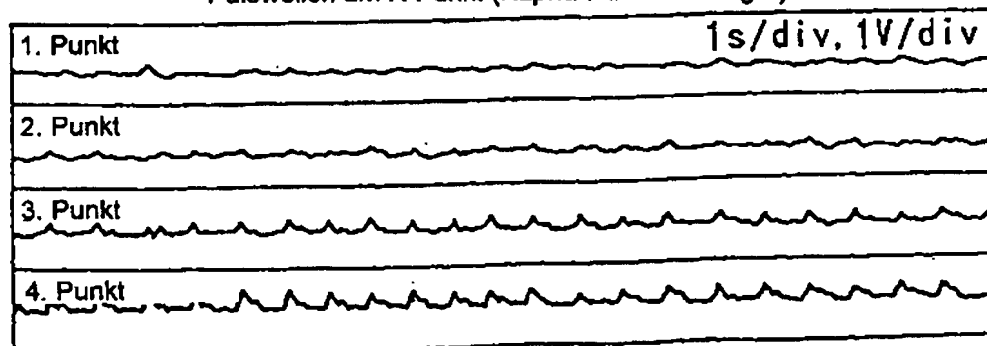


FIG.6

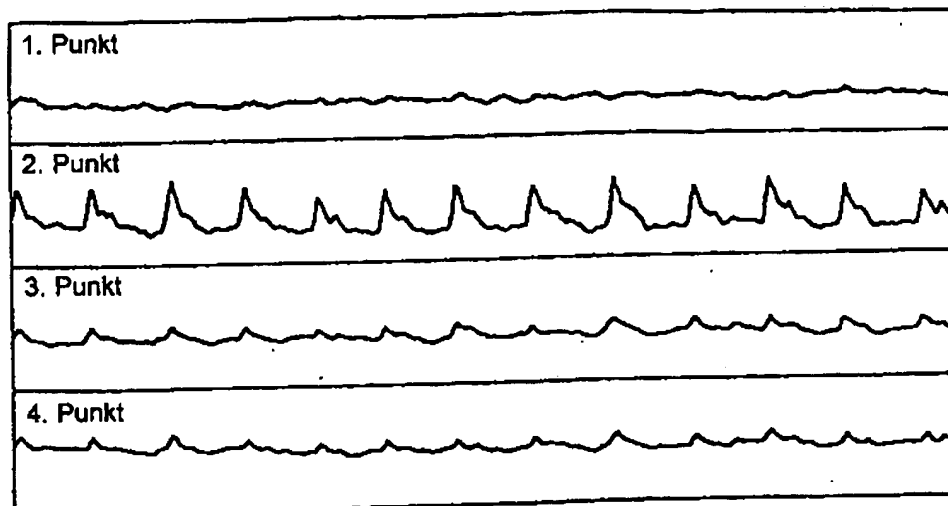


FIG.7

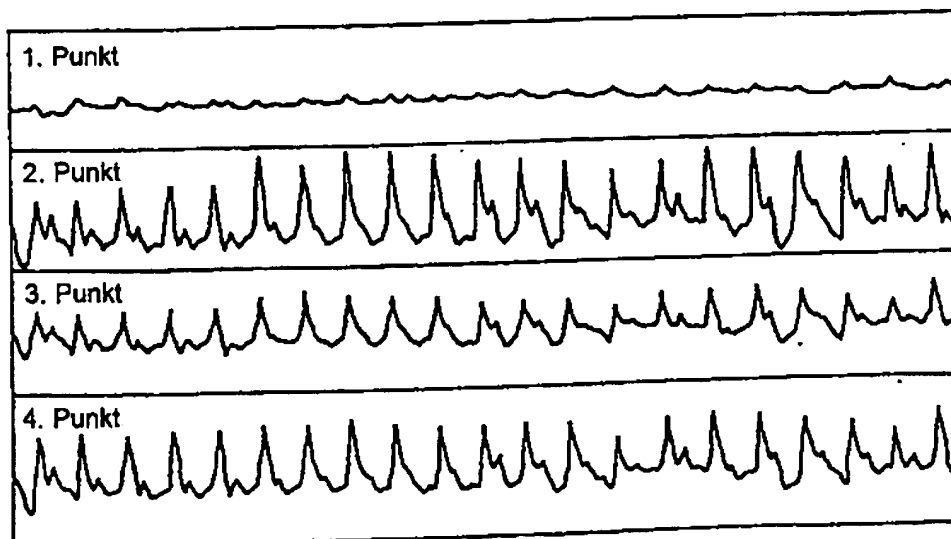


FIG.8

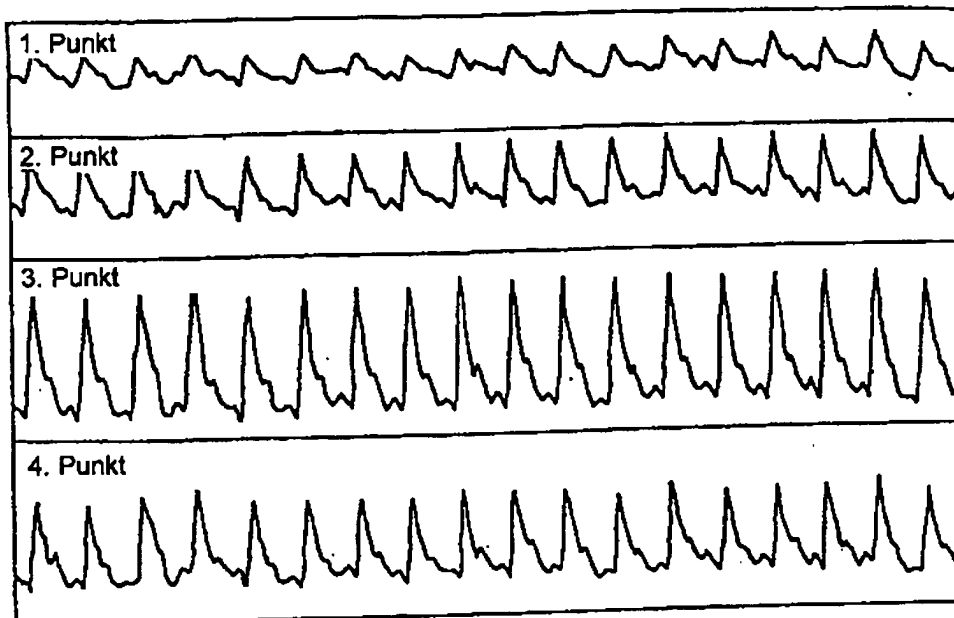
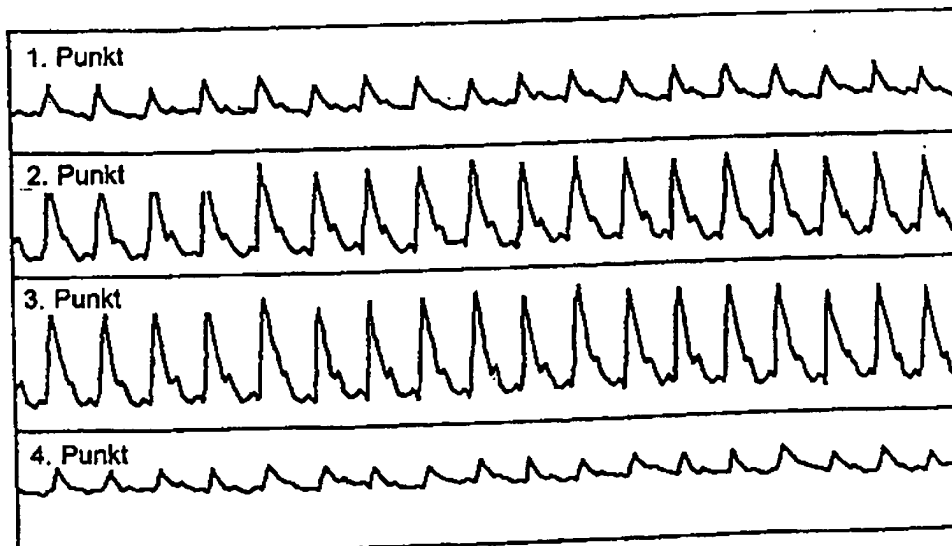


FIG.9



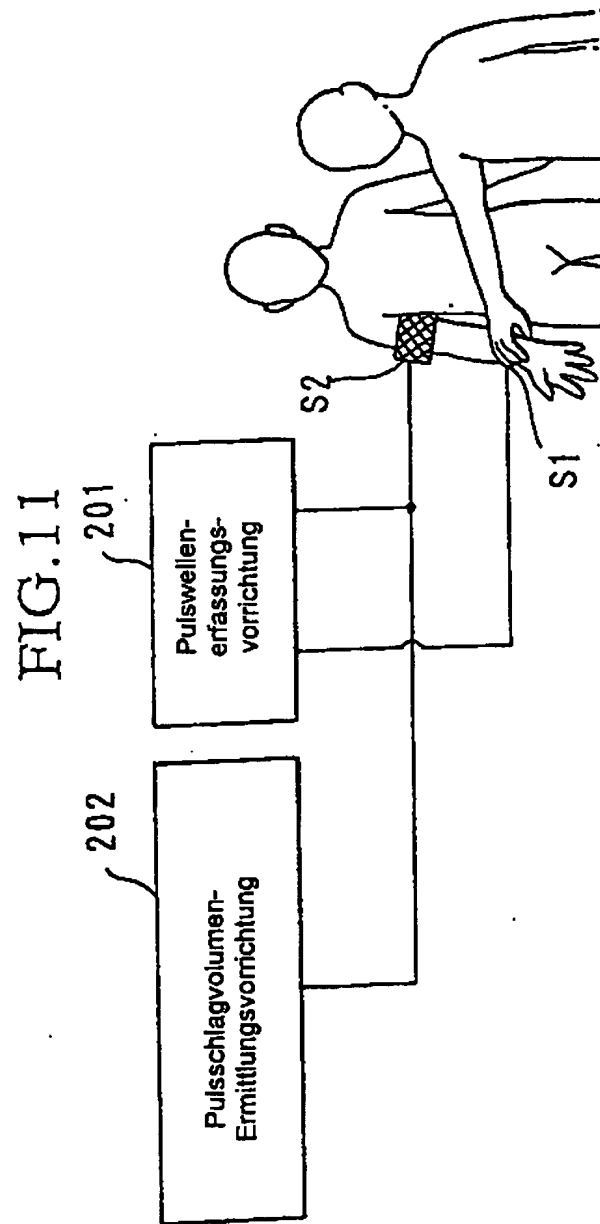
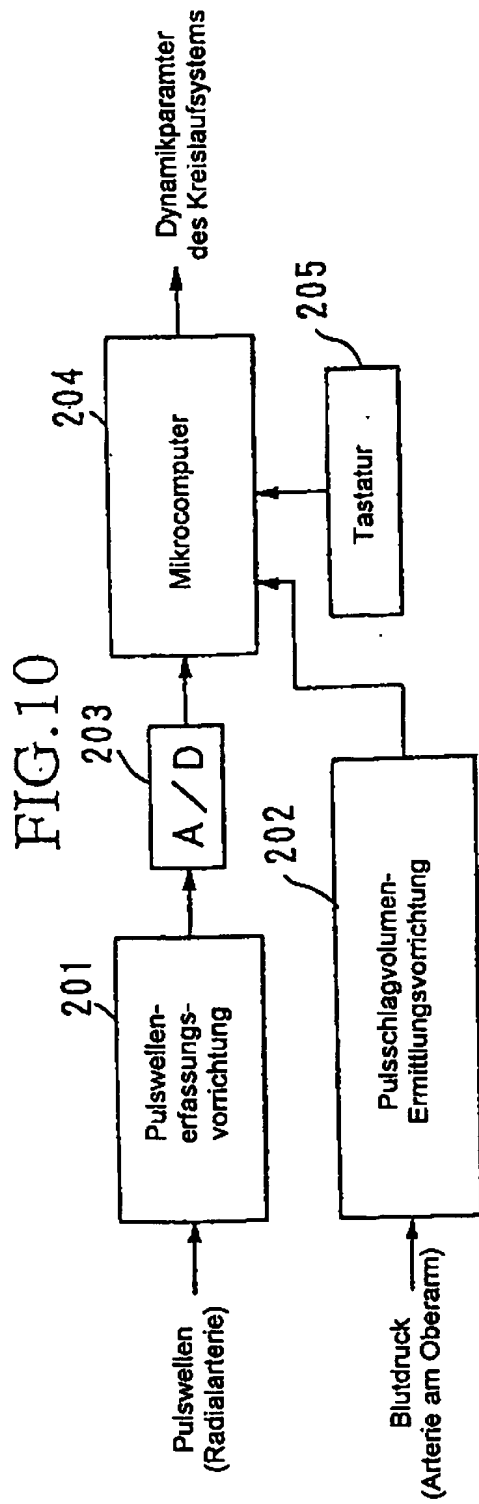


FIG.12

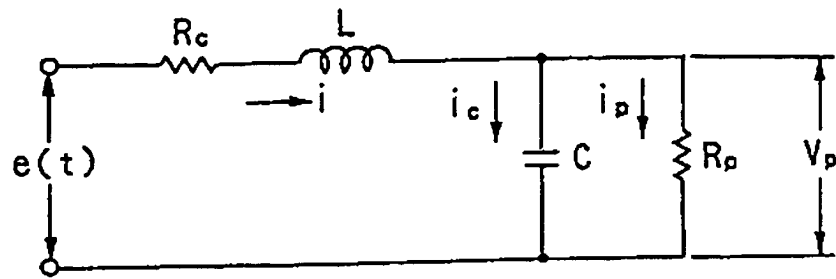


FIG.13

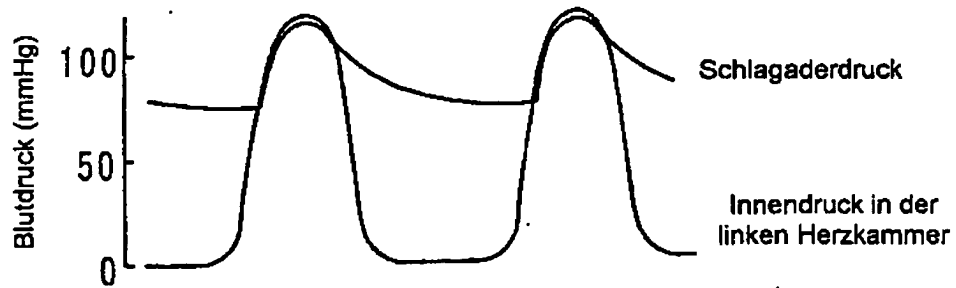


FIG.14

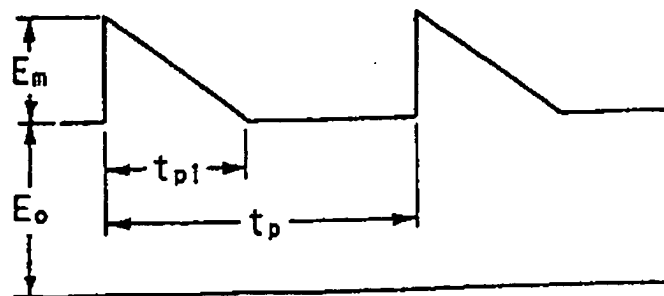




FIG.15

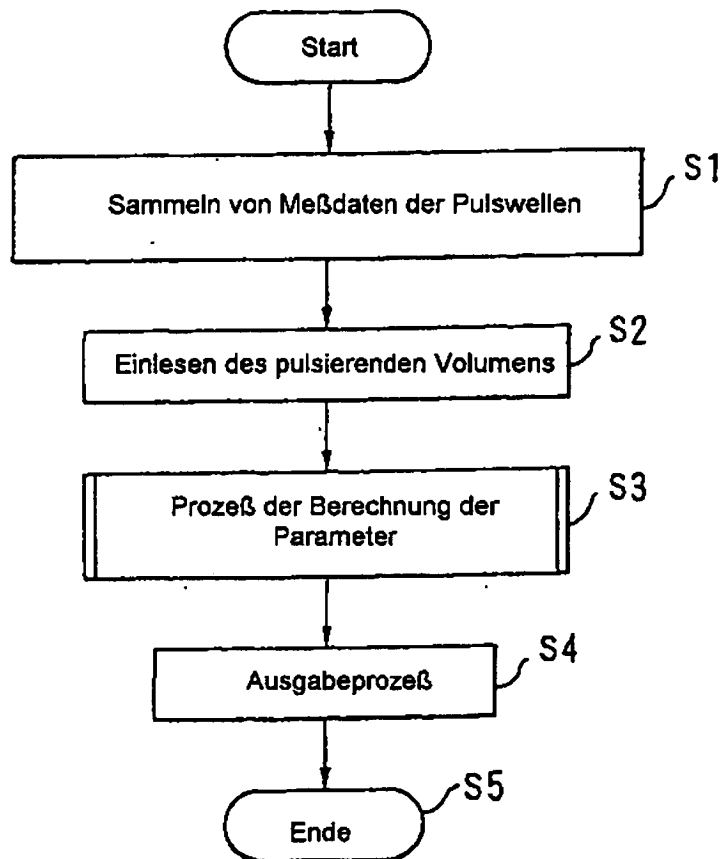


FIG.16

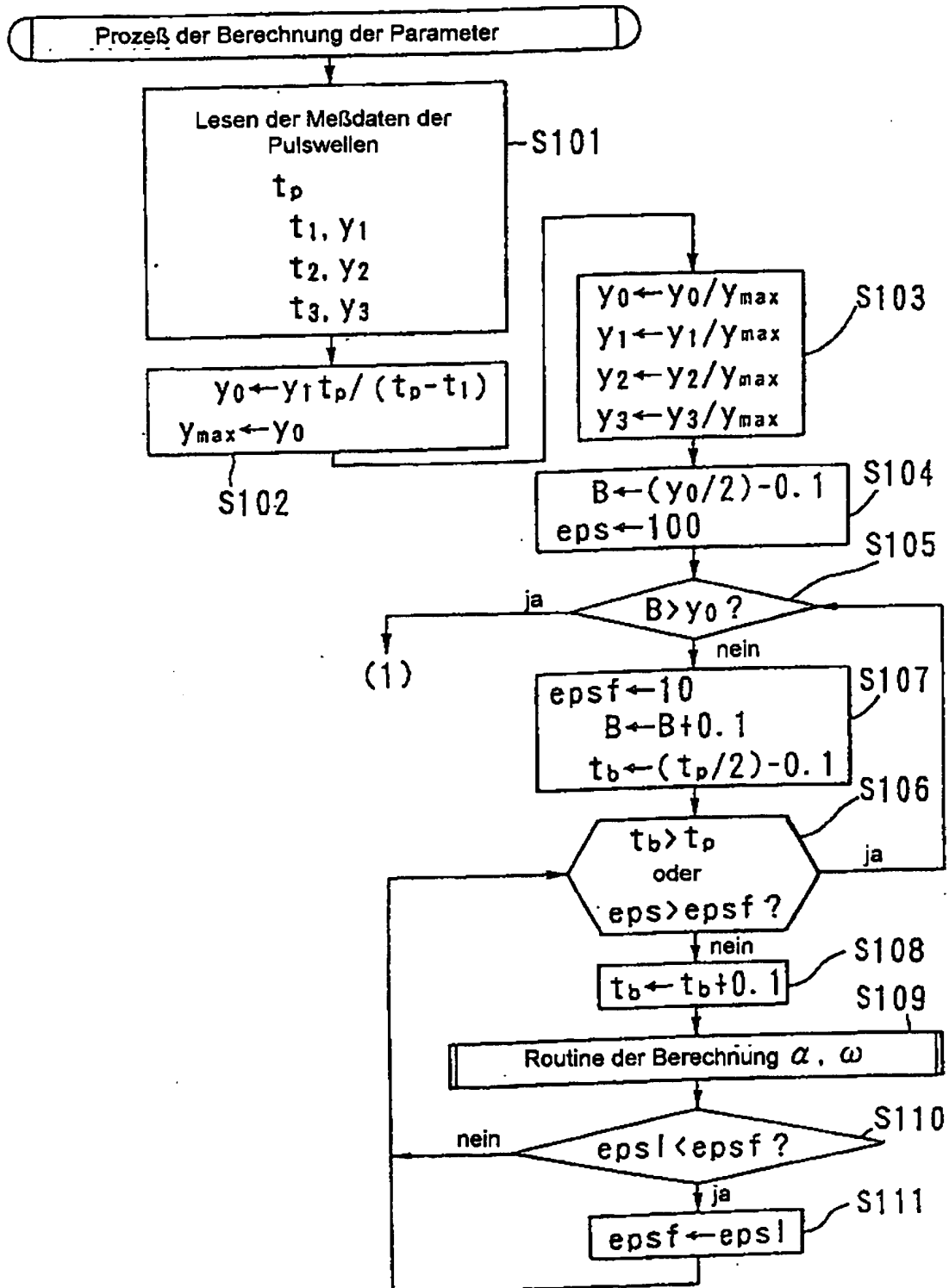


FIG.17

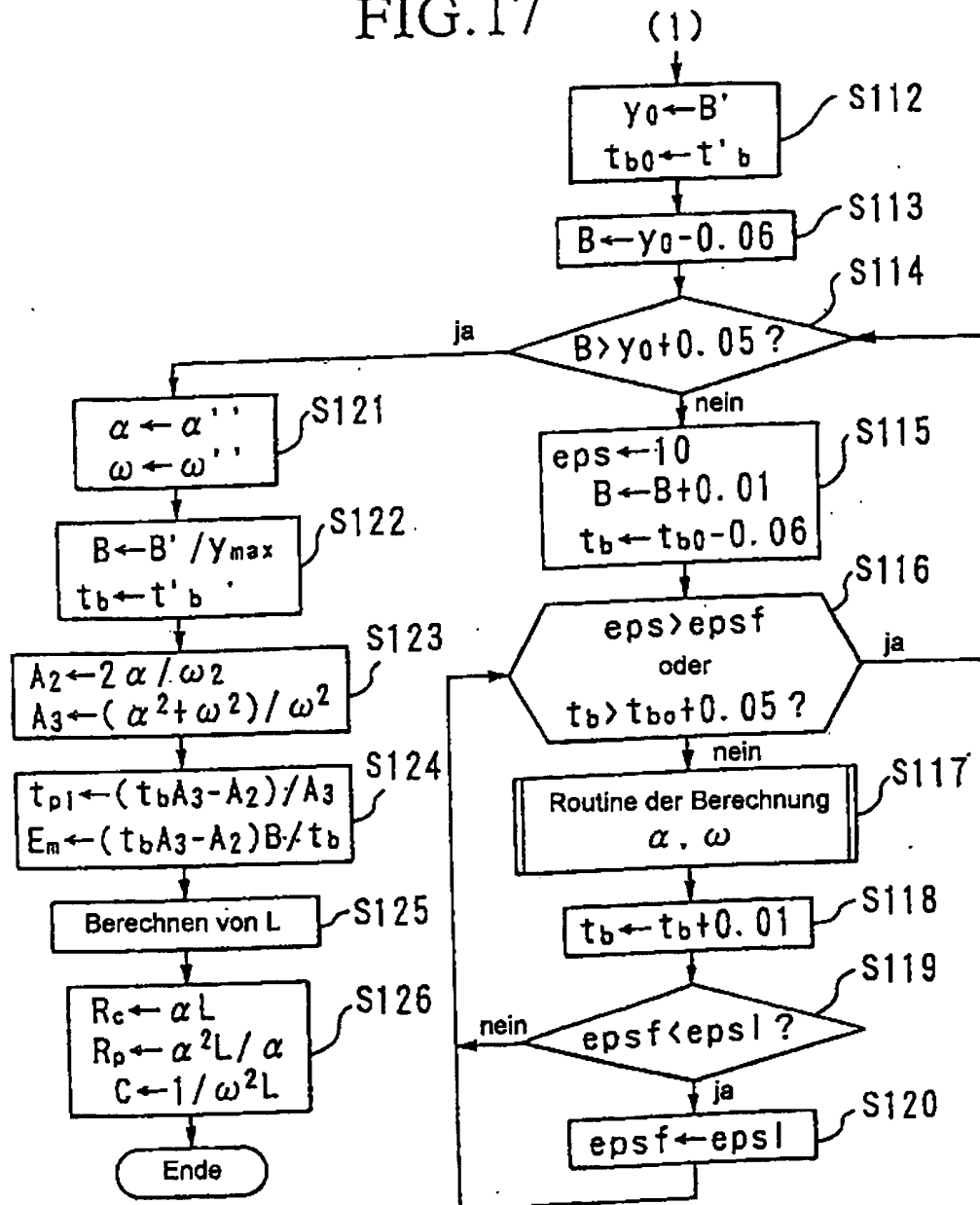


FIG.18

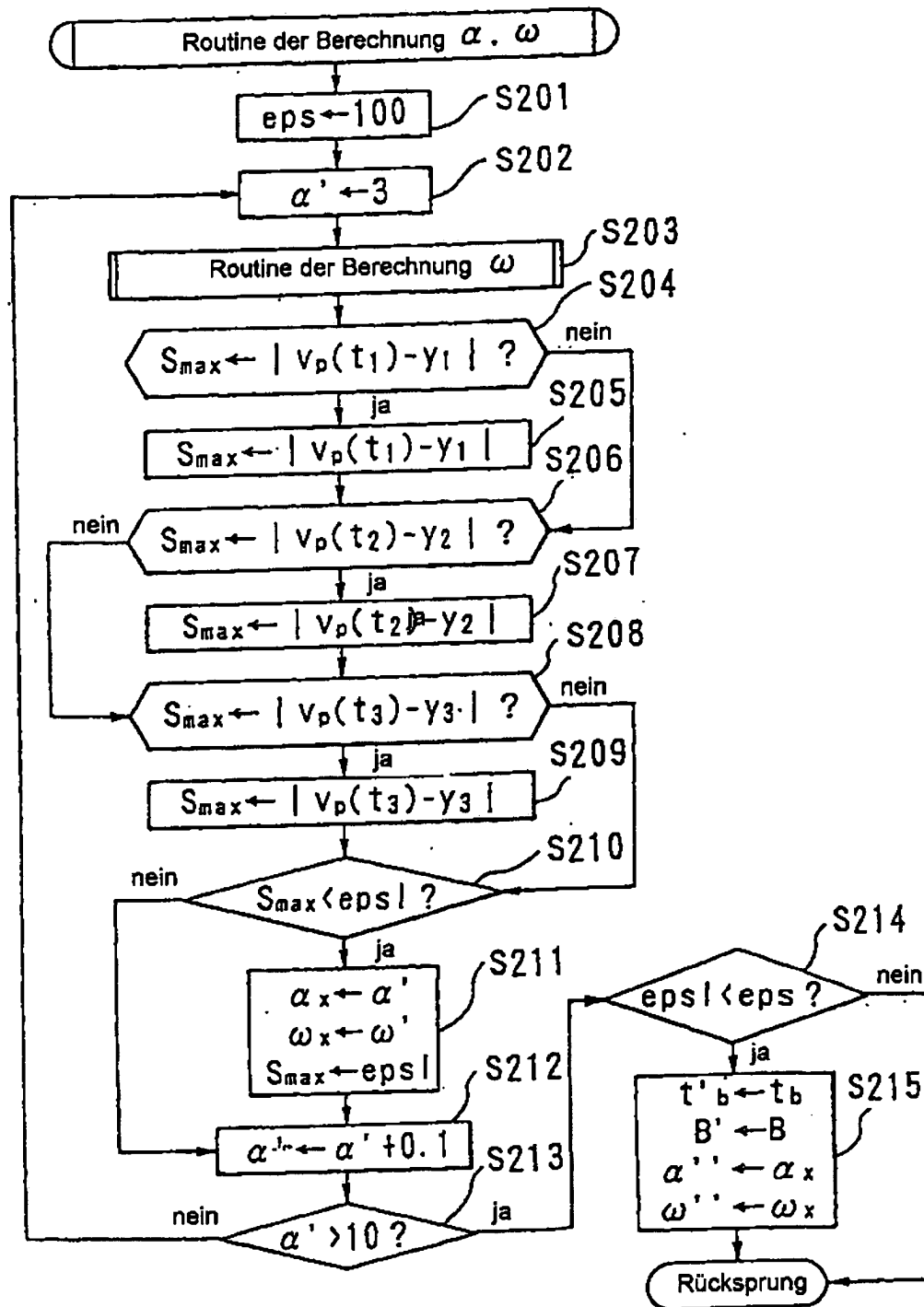


FIG.19

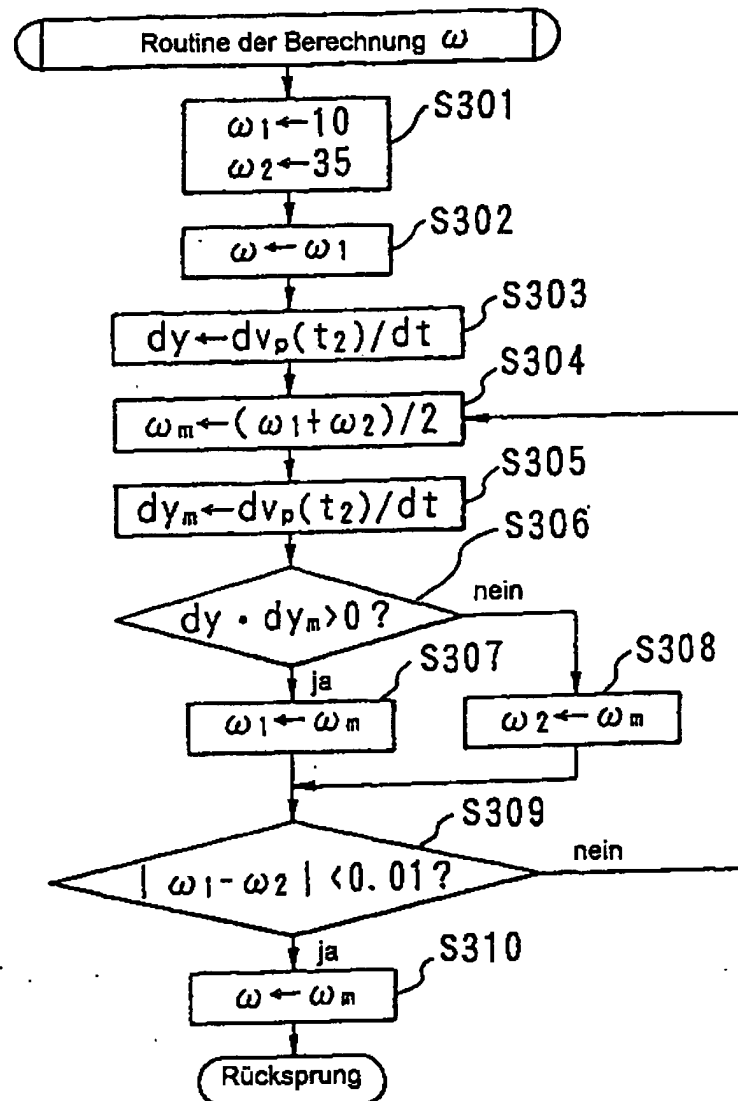


FIG.20

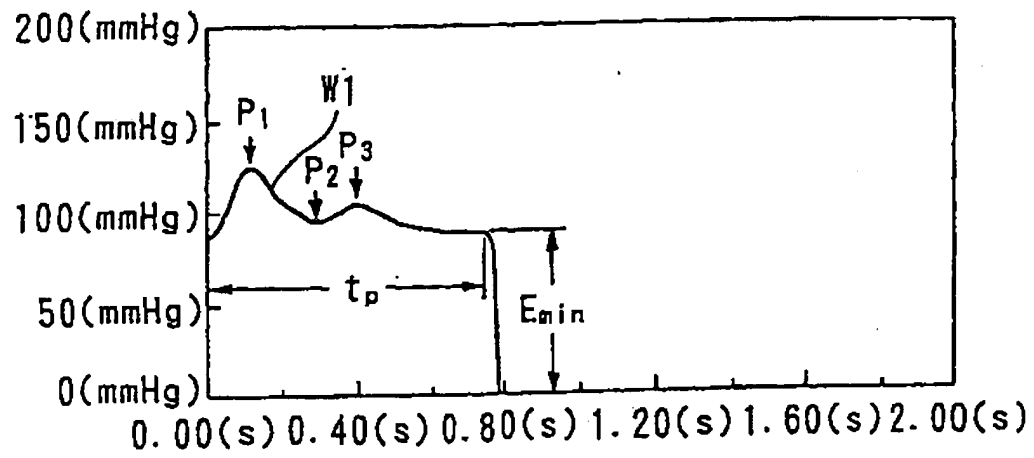


FIG.21

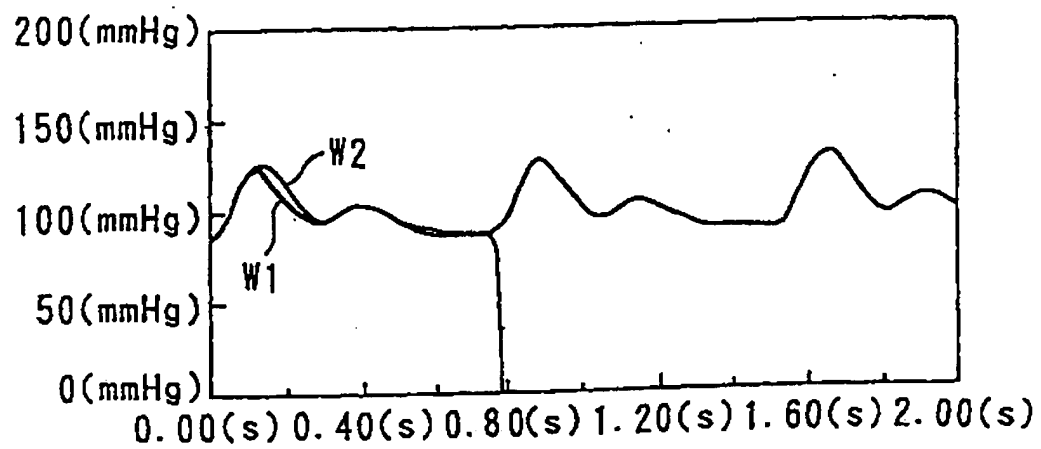


FIG.22

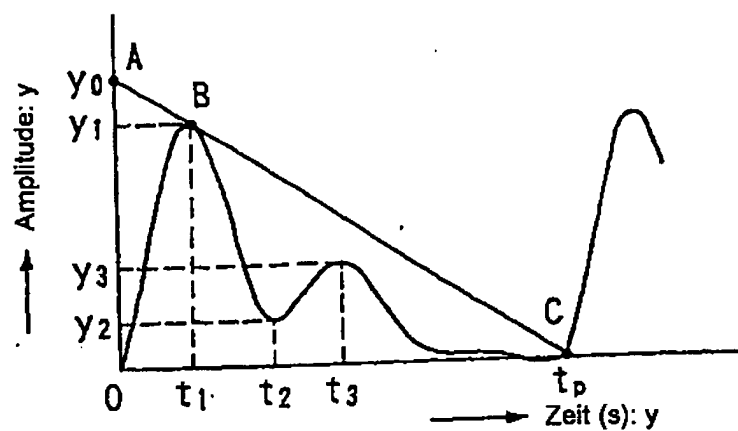


FIG.23

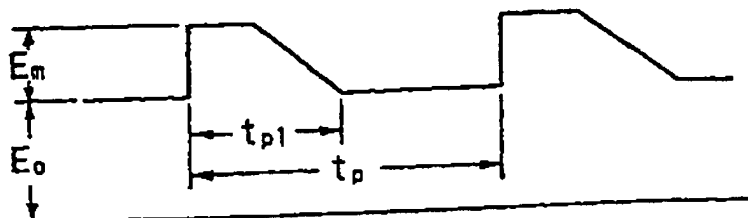


FIG.24

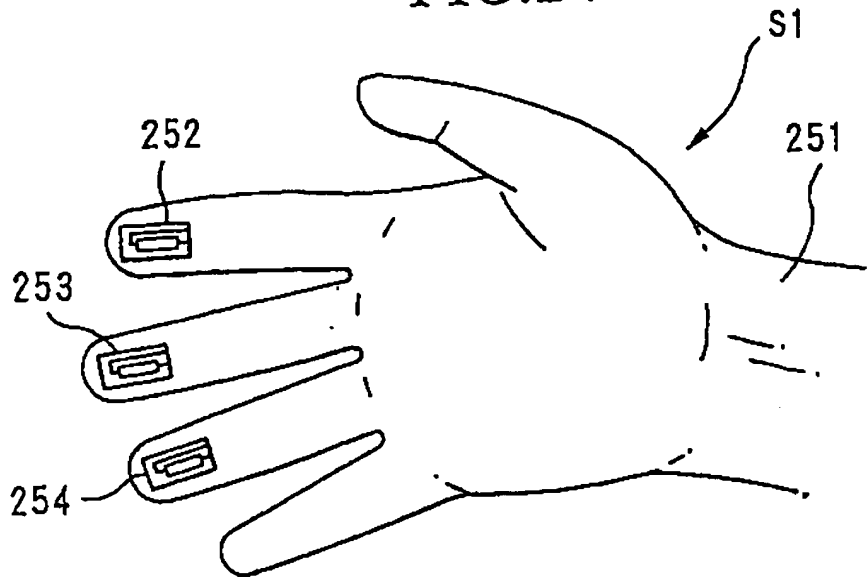


FIG.25

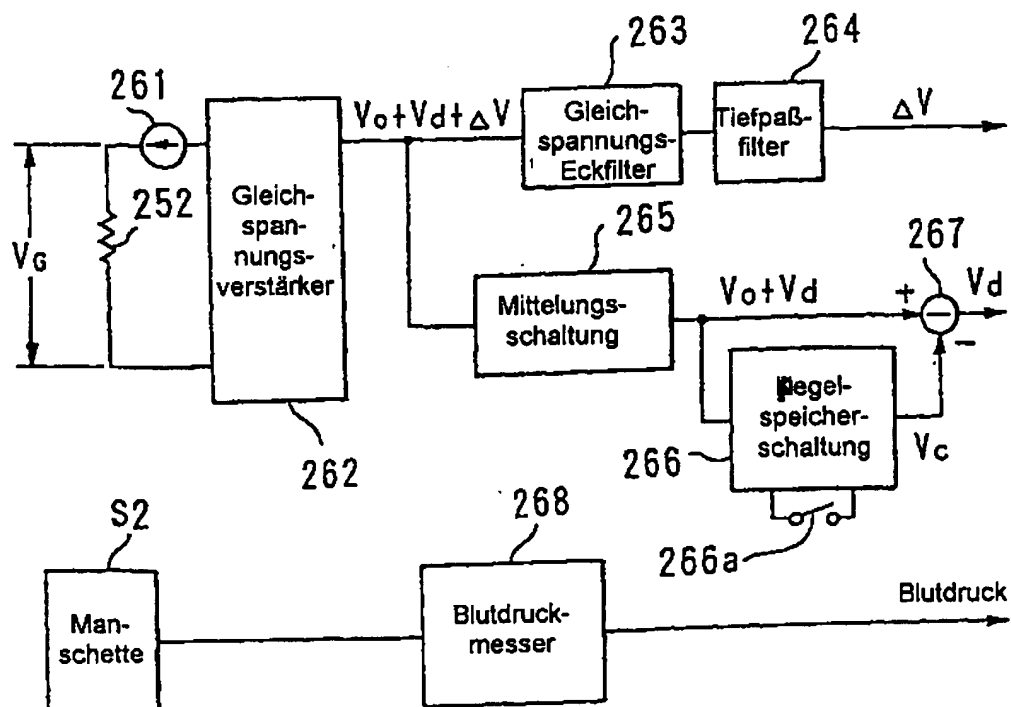




FIG.26

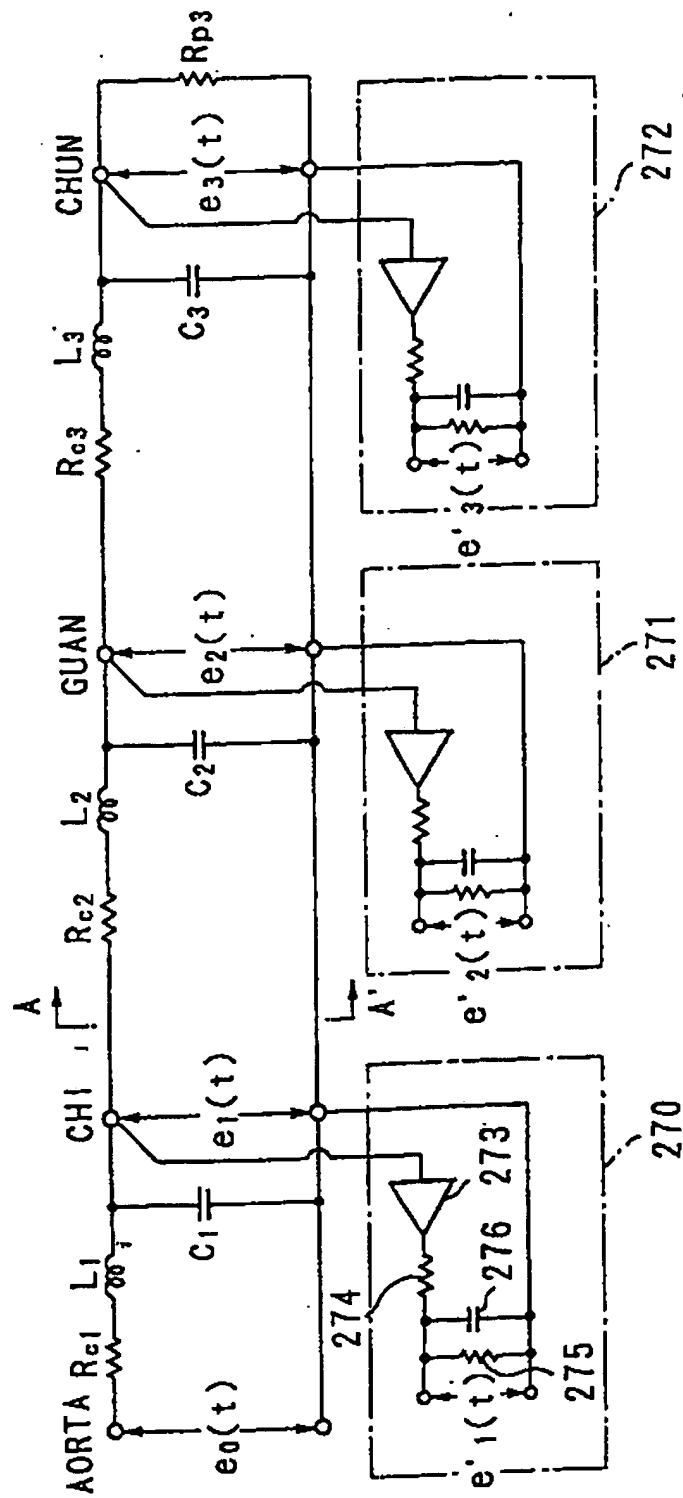


FIG.27

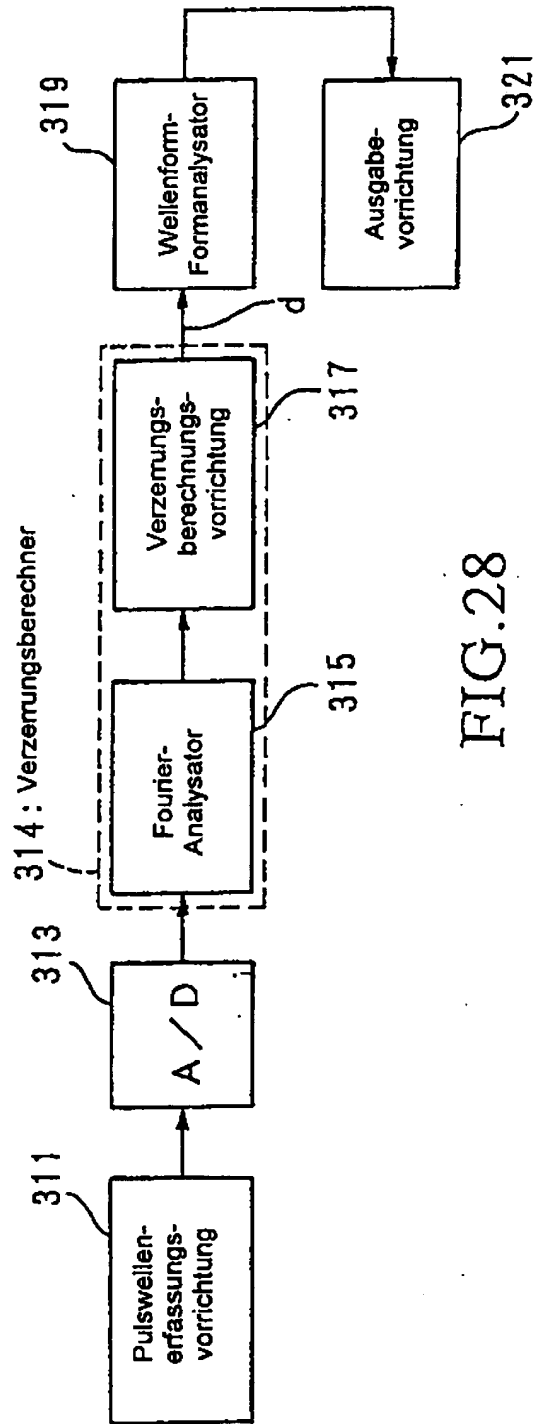


FIG.28

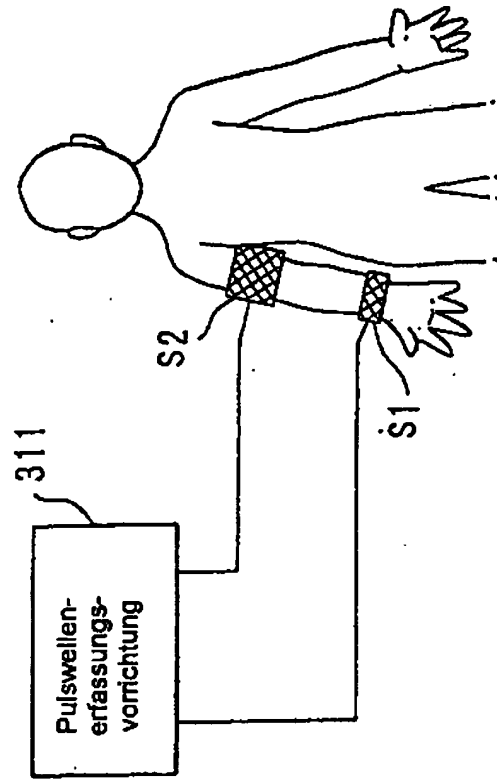


FIG. 29

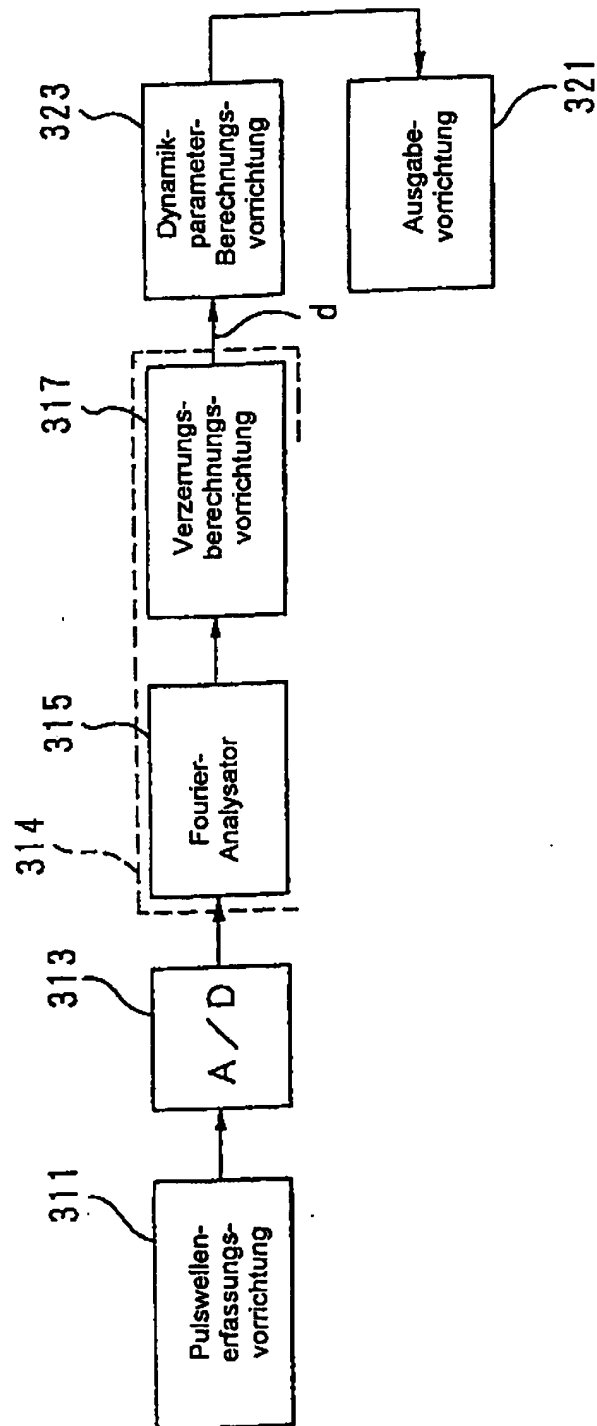


FIG.30

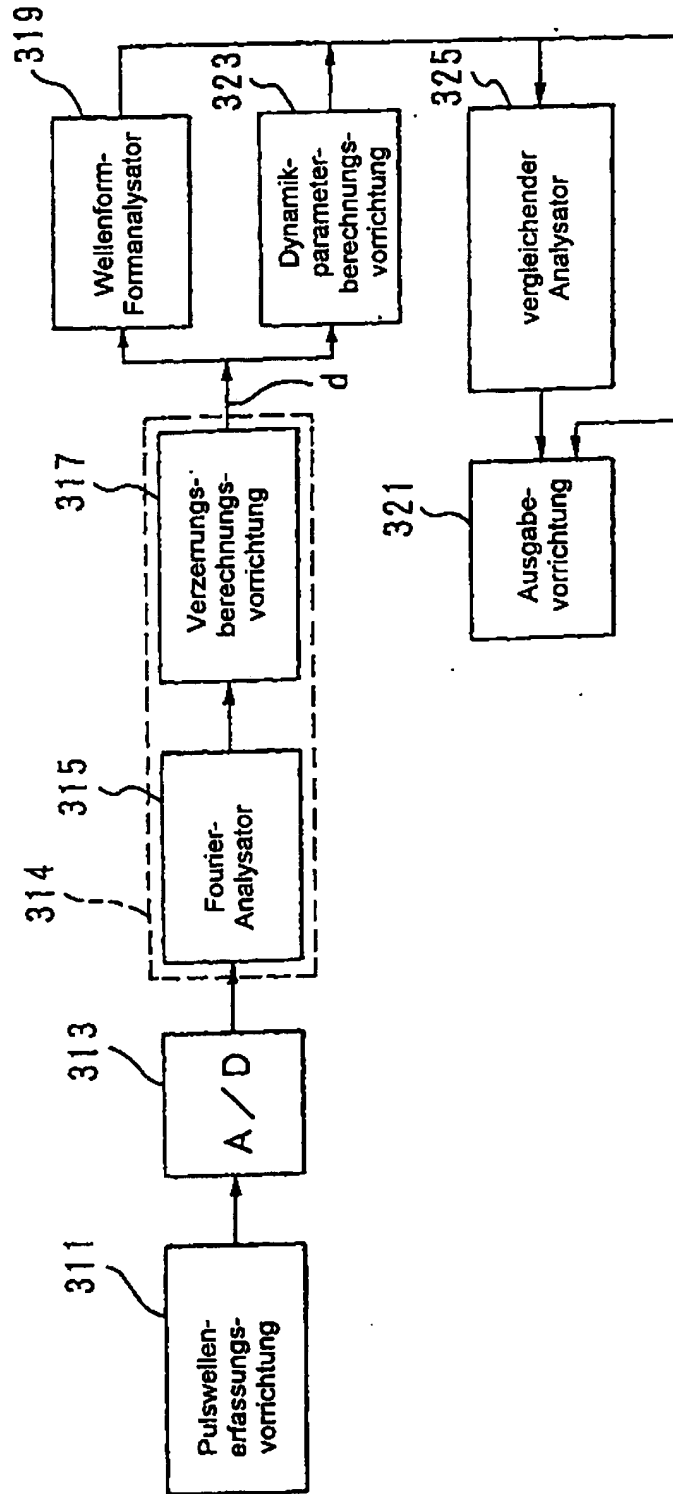


FIG.31A

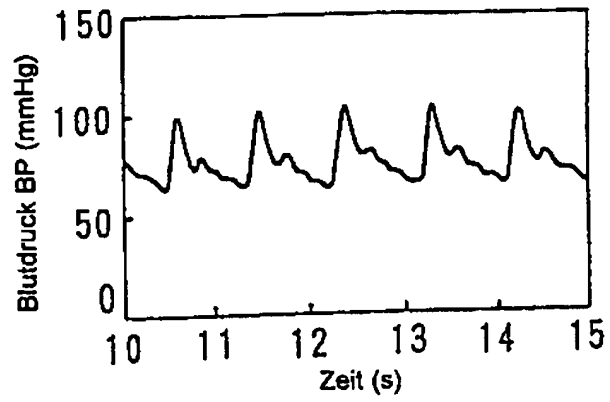


FIG.31B

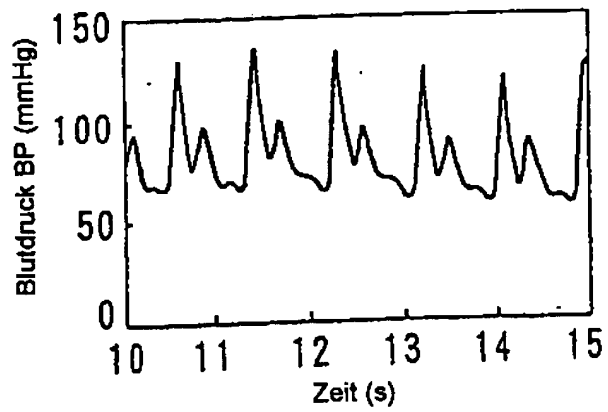


FIG.31C

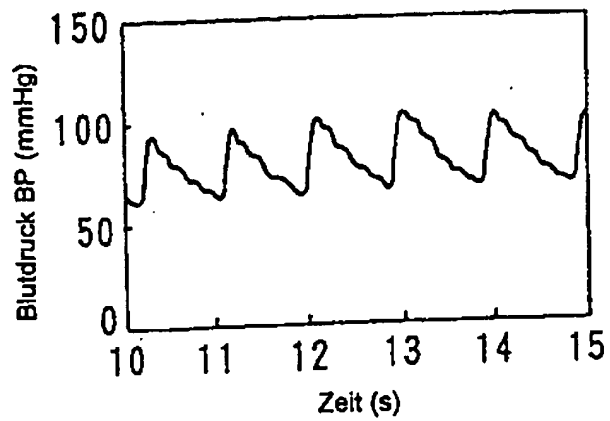


FIG.32

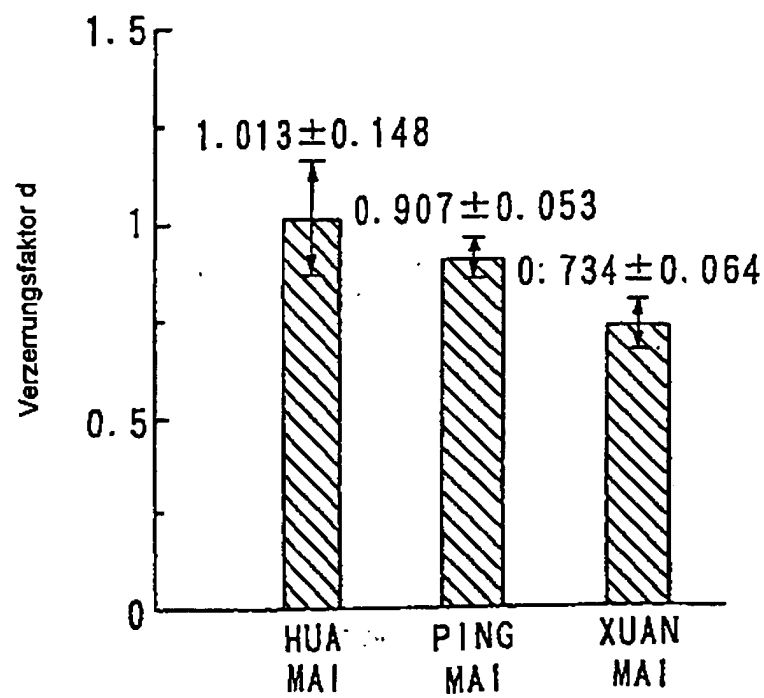


FIG.33

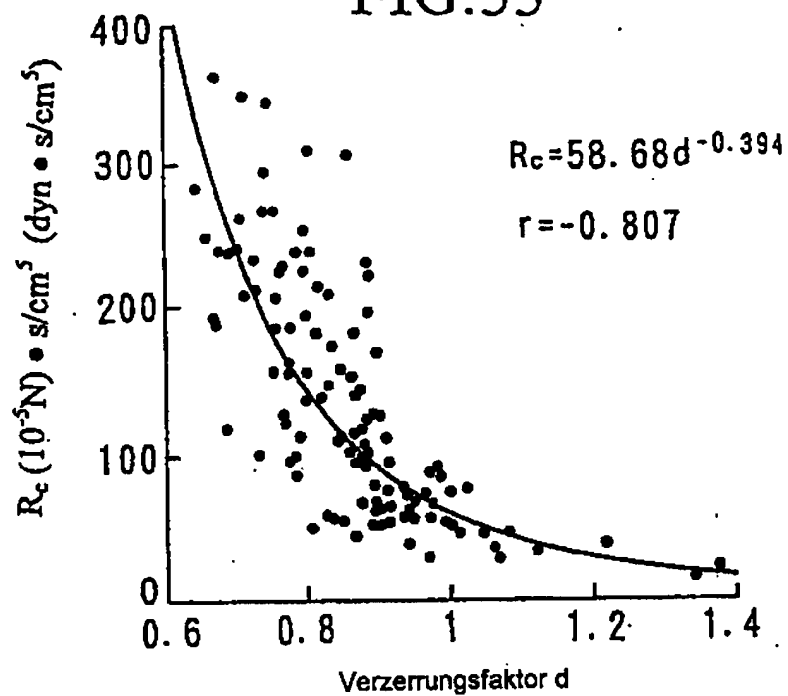


FIG.34

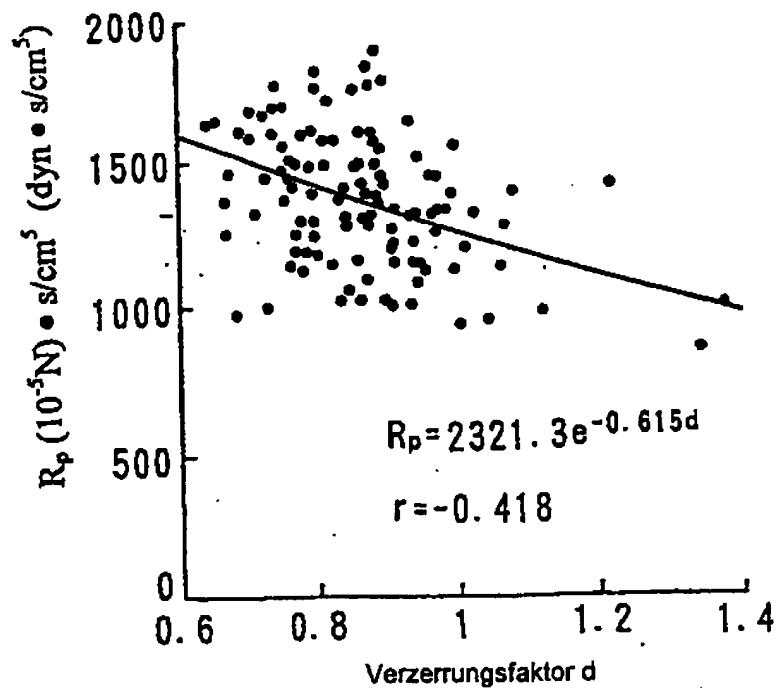


FIG.35

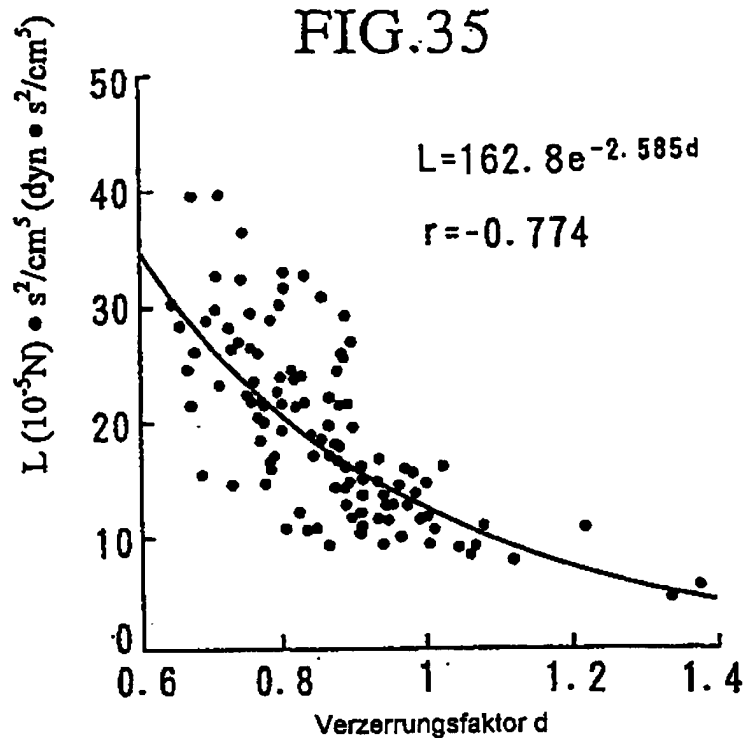


FIG.36

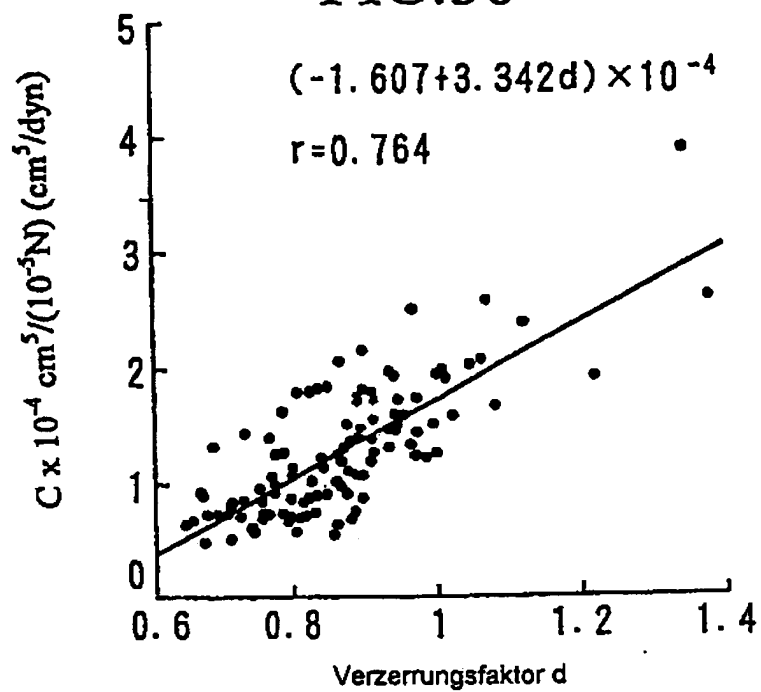




FIG.37

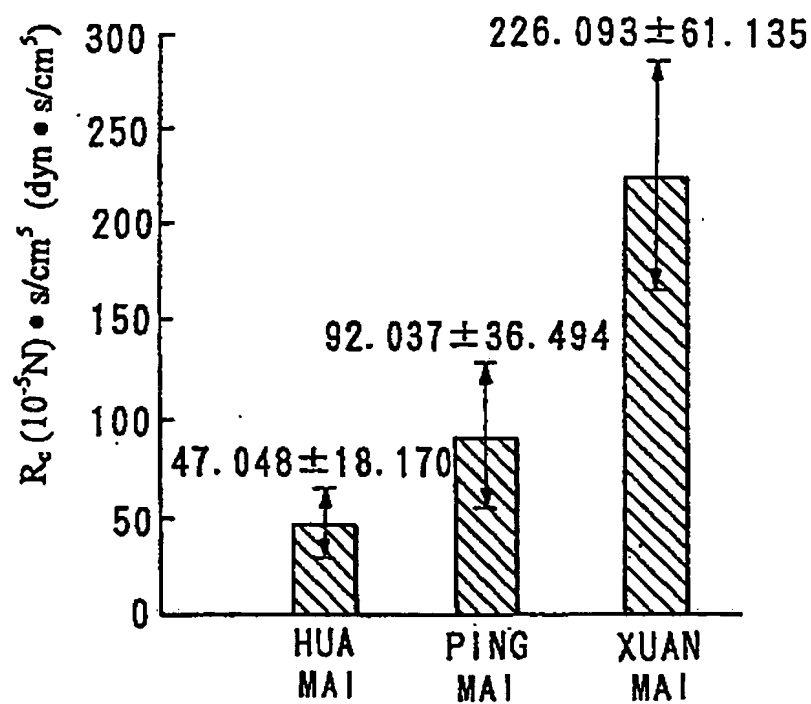


FIG.38

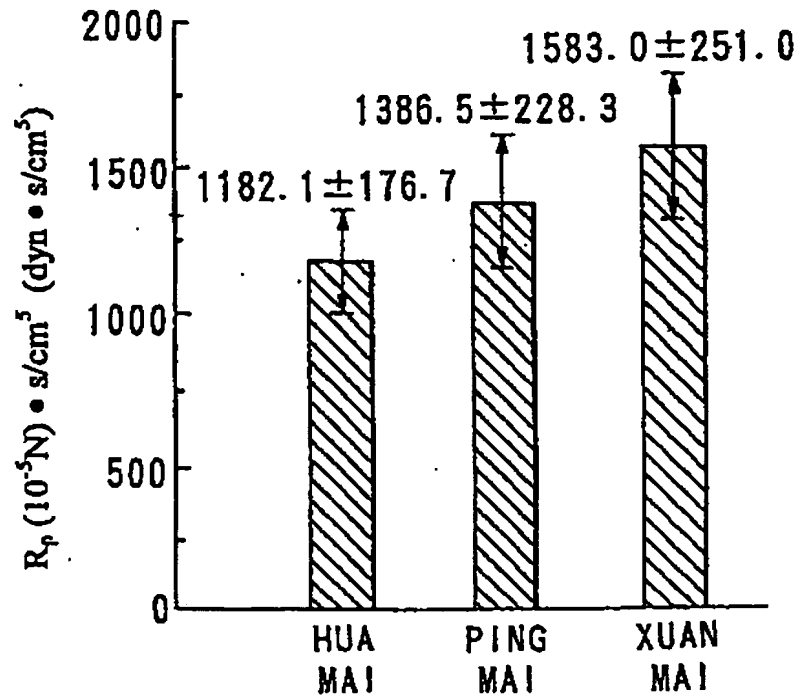


FIG.39

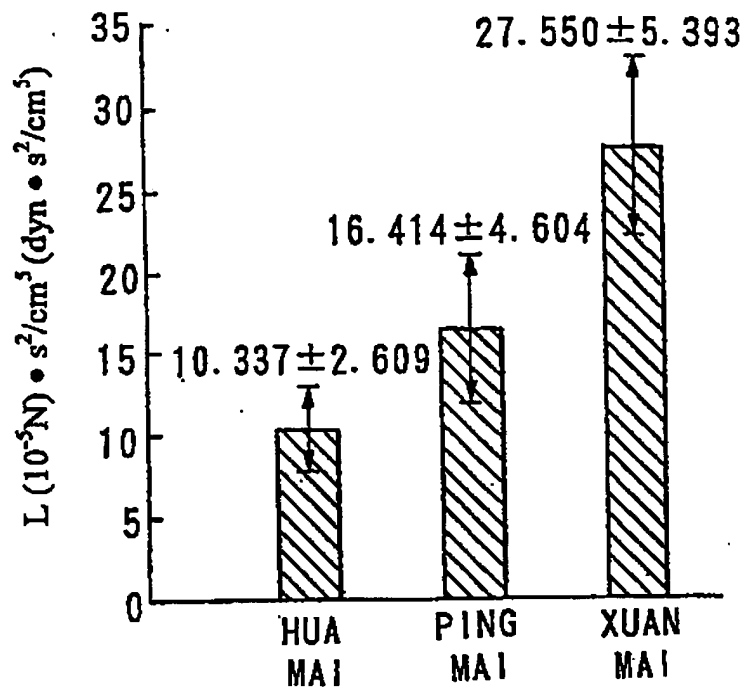


FIG.40

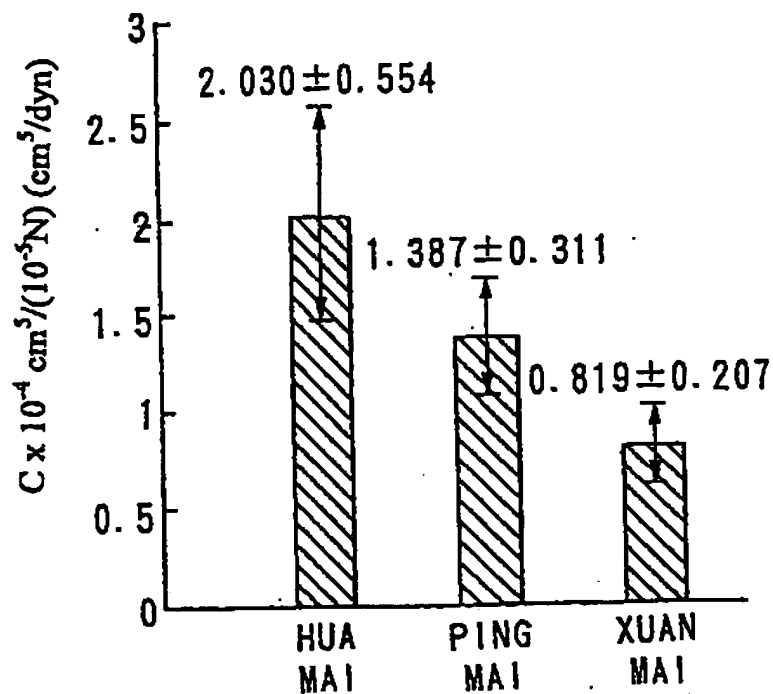


FIG.41

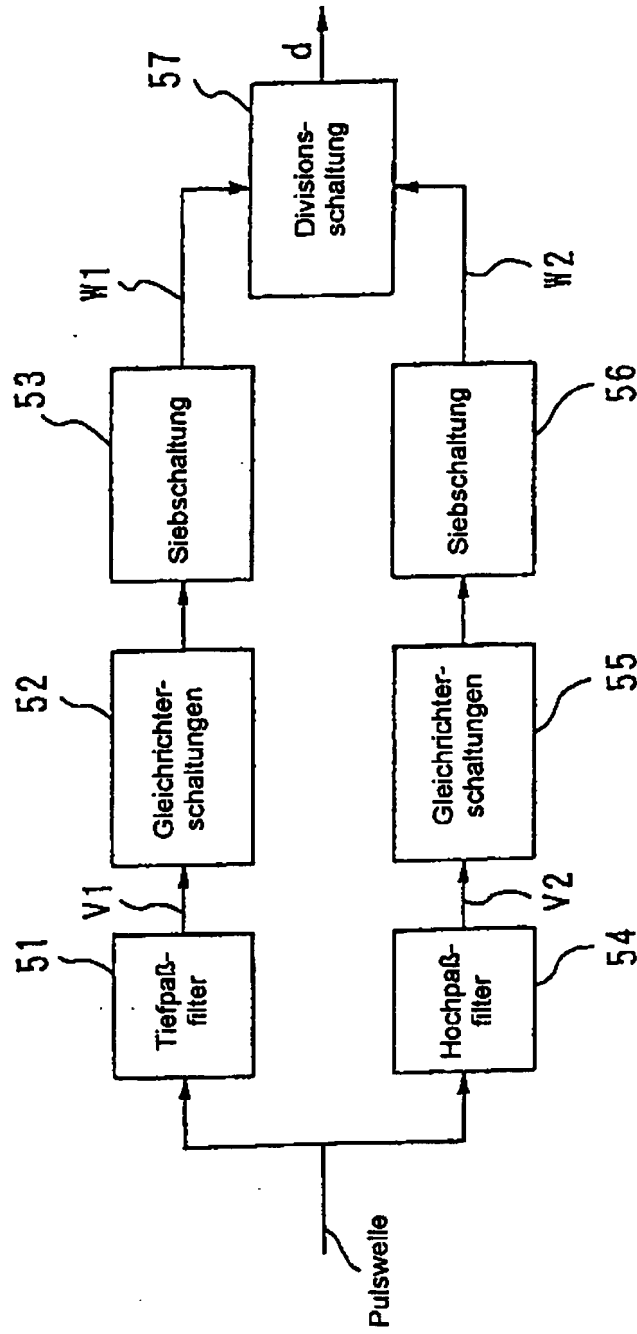
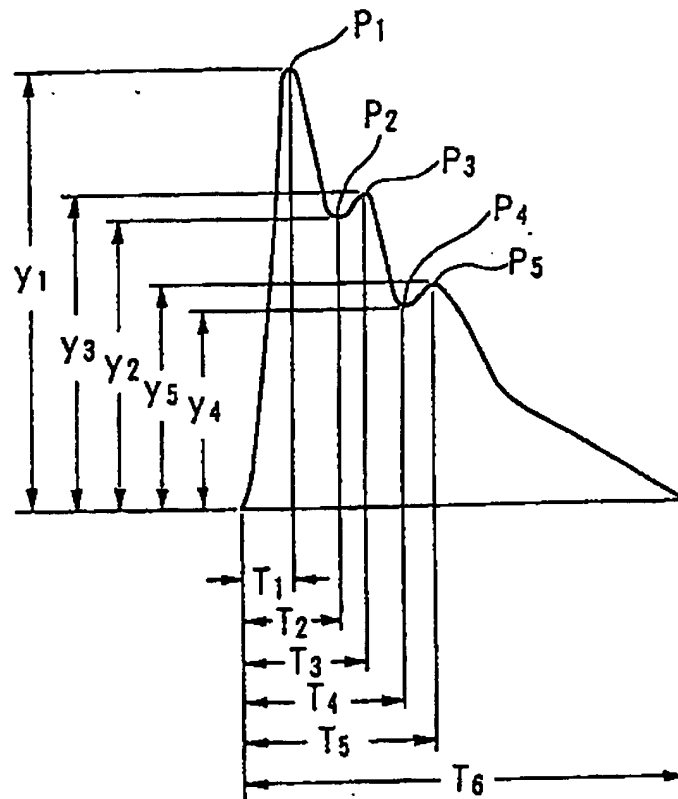


FIG.42



# FIG.43

<Psychosomatik-Ermüdungspegel-Diagnosefragebogen>

Ich frage folgendes bezüglich Ihres letzten Körper- und Geisteszustands.  
Kreisen Sie die geeigneten Stellen ein.

	0	1	2	3
1 Kann nachts nicht schlafen	1 (niemals	manchmal	häufig	immer)
2 Herzklopfen	2 (niemals	manchmal	häufig	immer)
3 Leicht ermüdet / fühle mich müde	3 (niemals	manchmal	häufig	immer)
4 Kopfschmerzen	4 (niemals	manchmal	häufig	immer)
5 Hände/Füße gefühllos	5 (niemals	manchmal	häufig	immer)
6 Kalter Schweiß	6 (niemals	manchmal	häufig	immer)
7 Fühle mich wie erkältet	7 (niemals	manchmal	häufig	immer)
8 Brustschmerzen / unangenehm im Brustbereich	8 (niemals	manchmal	häufig	immer)
9 Mühsam bei der Arbeit	9 (niemals	manchmal	häufig	immer)
Gesamtpunktzahl ( )				

Gesamtpunktzahl ist psychosomatischer Ermüdungspegel.

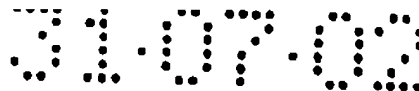


FIG.44

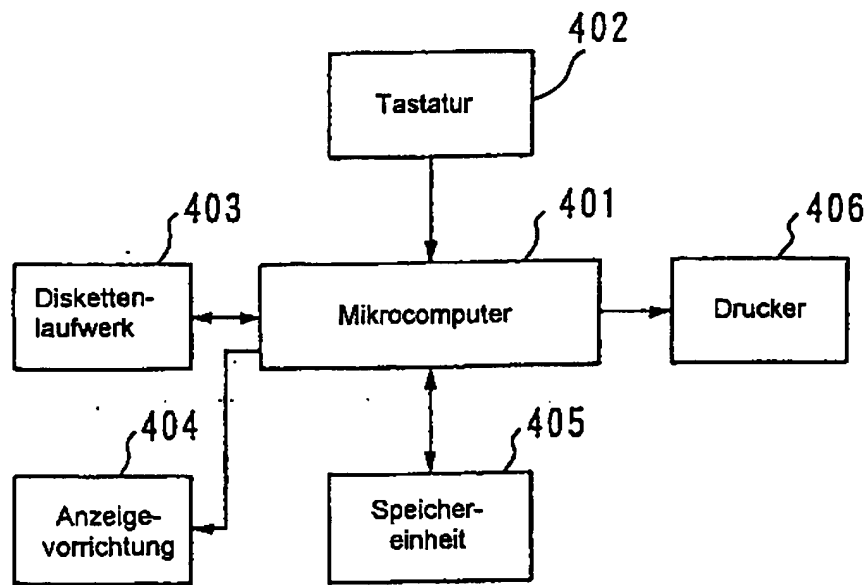
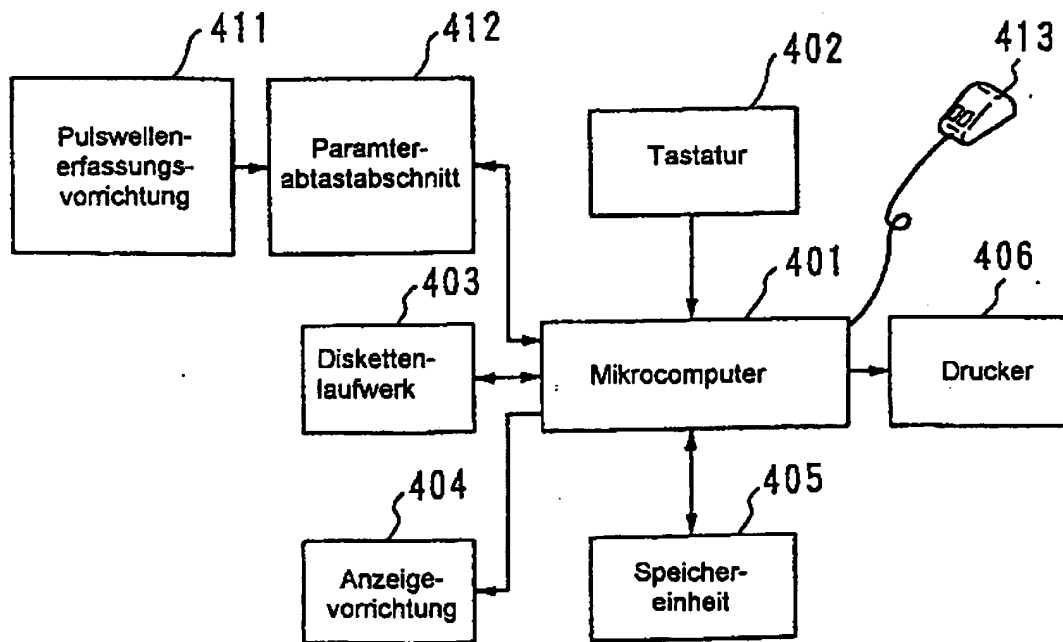
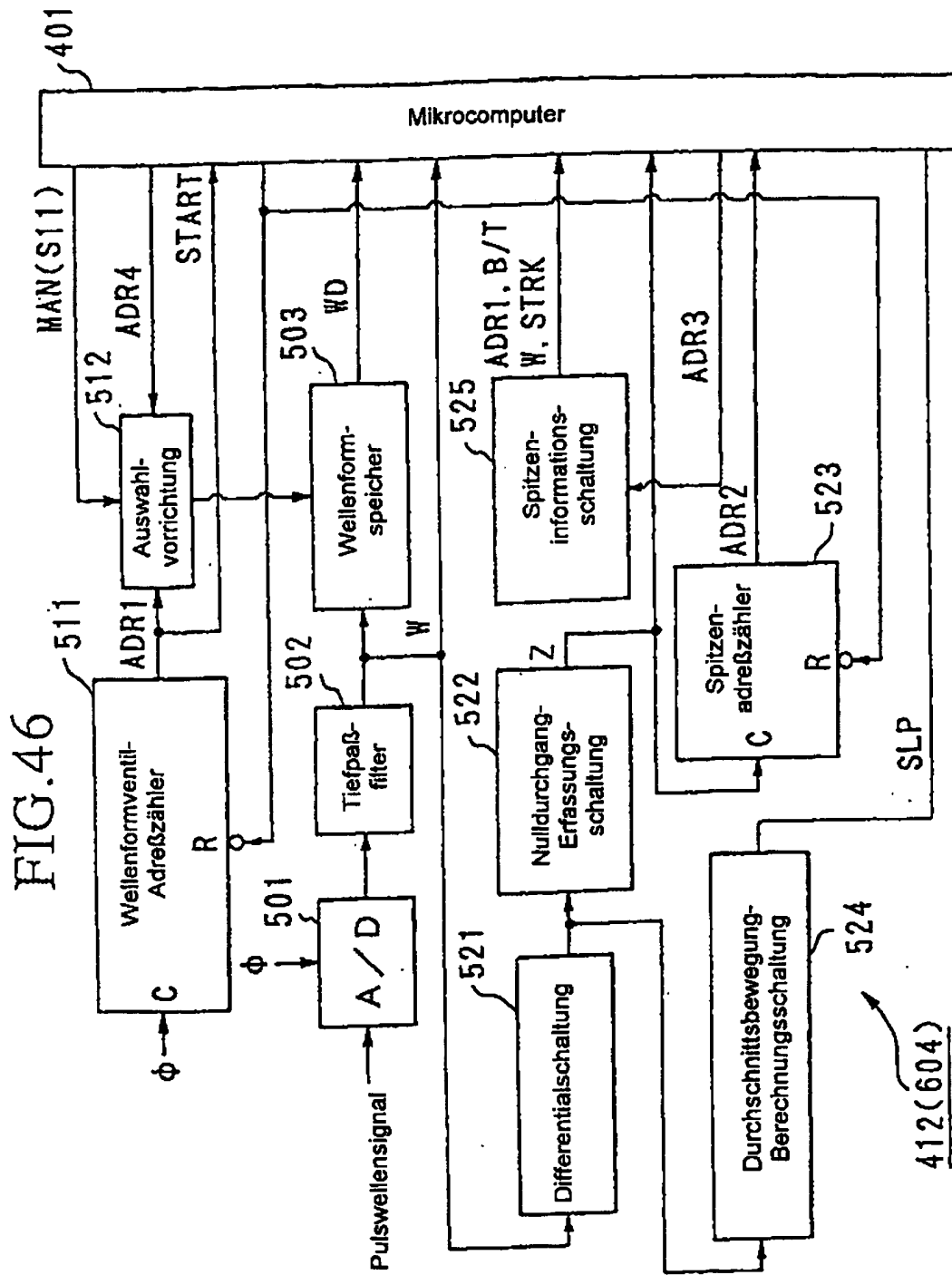


FIG.45





31.07.02

FIG.47

Spitzenadresse	ADR3	0	1	2	3	4
Wellenformventiladresse	ADR1					
Wellenformklassifikation	B/T					
Wellenformventil	W					
Pulsschlag	STRK					
Steigungsinformation	SLP					

Spitzen-  
information

FIG.48

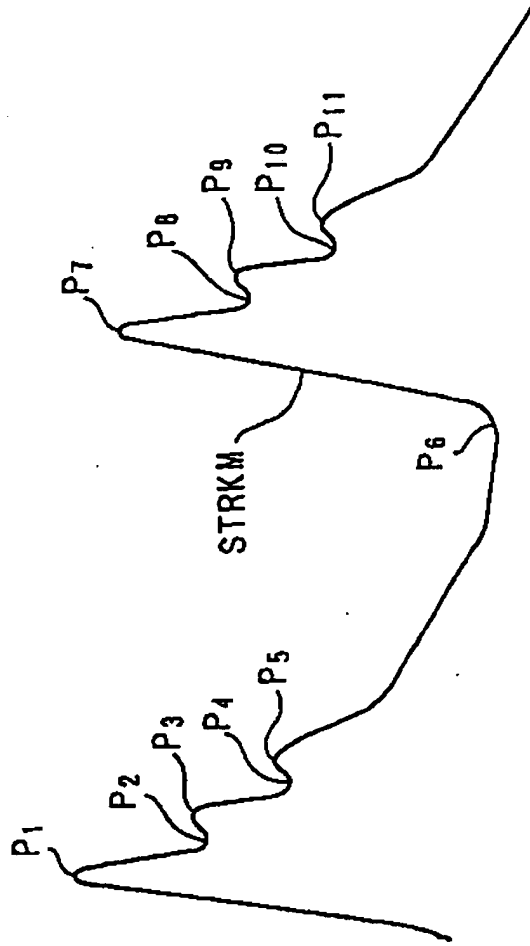
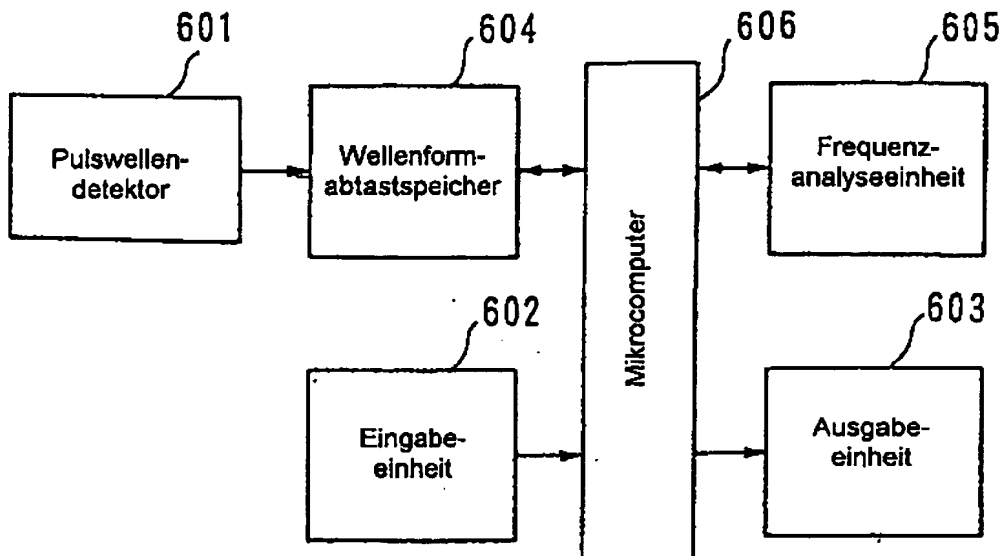




FIG.49

psychologischer Streßpegel ↑	rot	rot	rot	rot
	pink	rot	rot	rot
	gelb	pink	rot	rot
	grün	gelb	pink	rot
	physiologischer Streßpegel →			

FIG.50



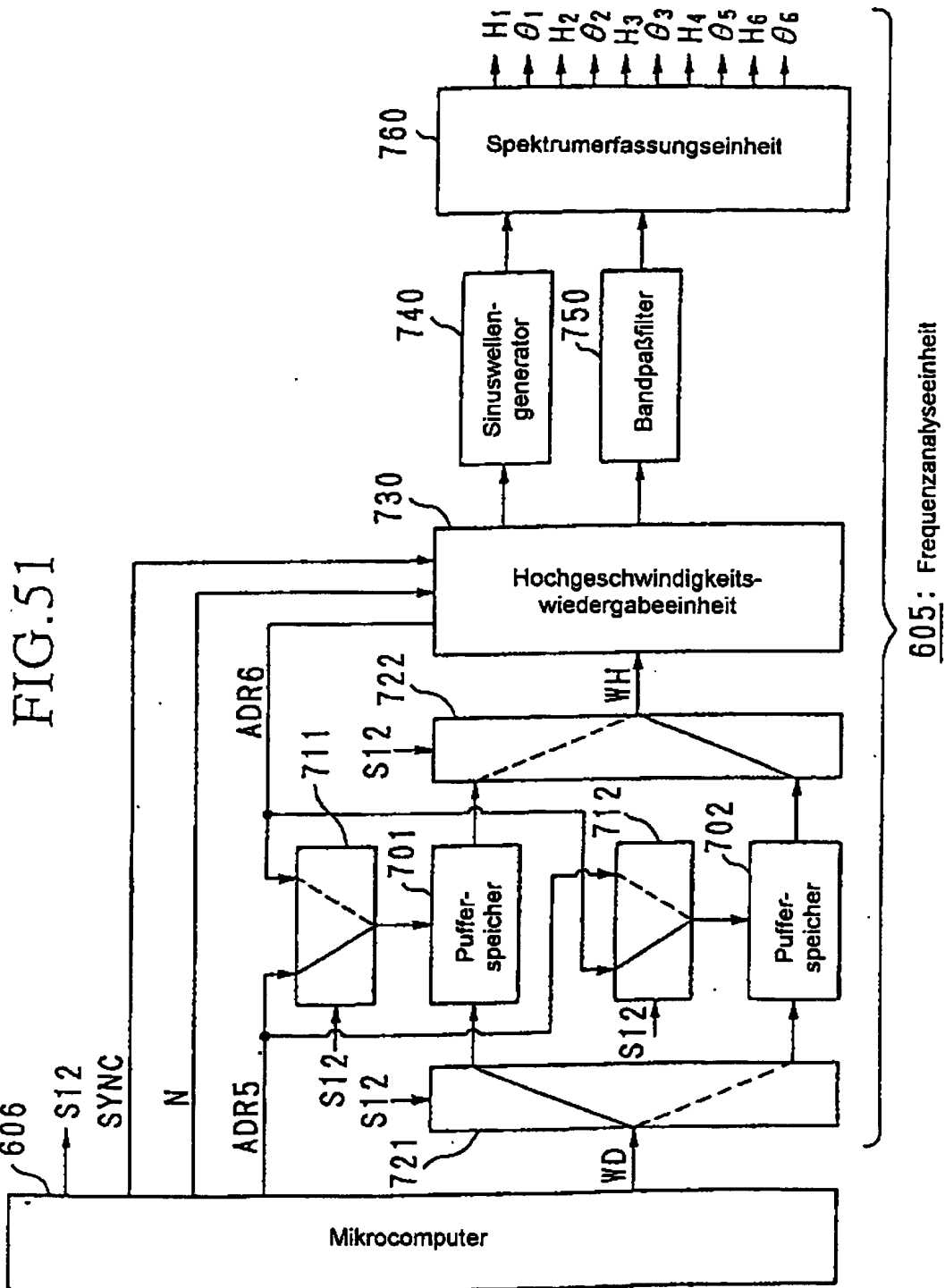


FIG.52

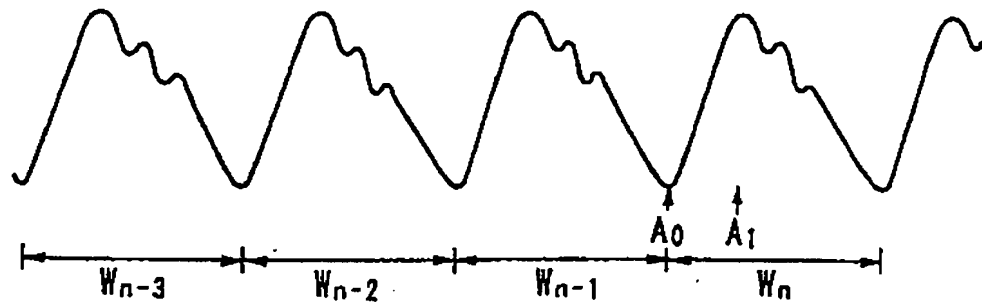
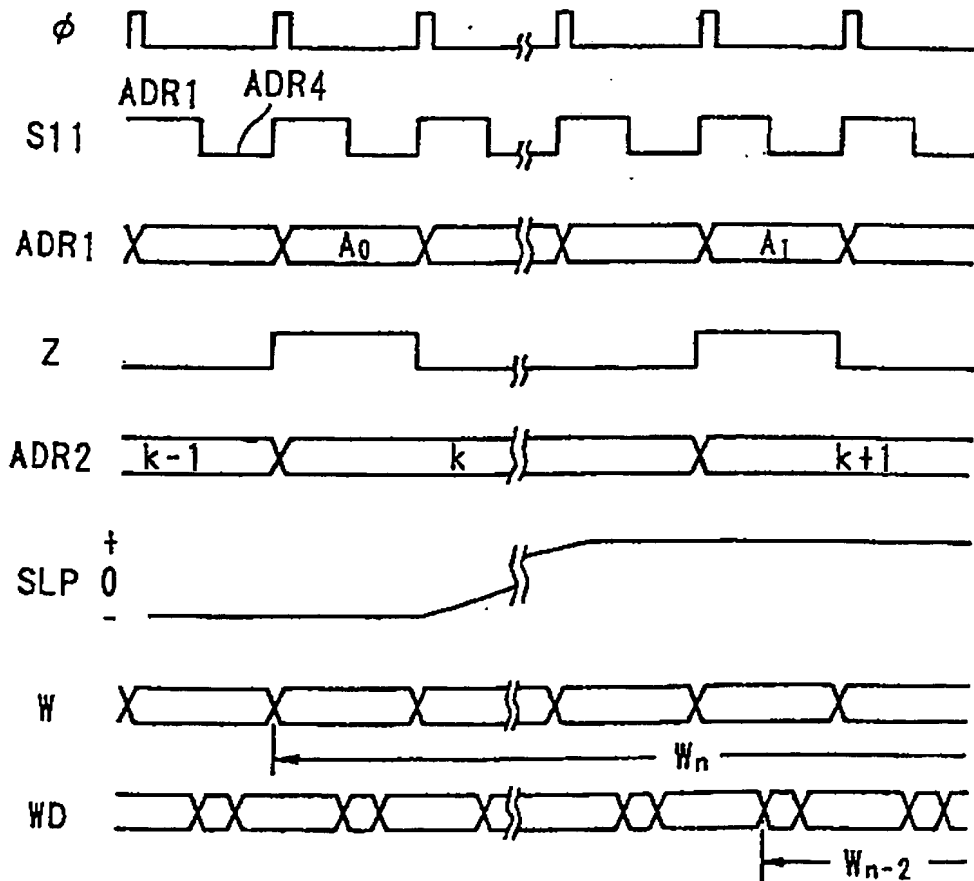


FIG.53



31.07.02

FIG.54

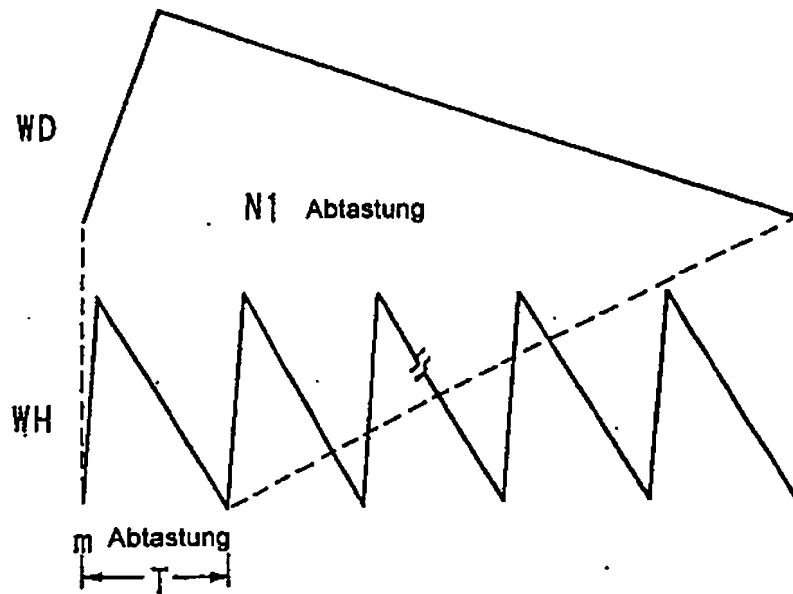


FIG.55

